

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет електроніки
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра мікроелектроніки
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК _____

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ (підпис)

_____ (ініціали, прізвище)

“ _____ ” _____ 20__ р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра**

зі спеціальності _____
(код і назва)

на тему: Вимірювач об'ємних витрат повітря з бездротовим інтерфейсом

Виконав: студент 6 курсу, групи ДП – 72 мп
(шифр групи)

Юріков Олексій Іванович

(прізвище, ім'я, по батькові)

_____ (підпис)

Науковий керівник проф., к.т.н., доц. Орлов А.Т.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Консультант з нормоконтролю проф., доц., к.т.н. Орлов А.Т.

Консультант з інформаційних питань ст. викл., к.т.н. Діденко Ю.В.

Рецензент _____

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2018 року

Реферат

Робота присвячена розробці портативного спірометра з бездротовим інтерфейсом зв'язку між вимірювачем об'ємних витрат повітря та управляючою мікропроцесорною платформою. В роботі проведено технічний аналіз сучасних методів вимірювання витрат повітря, принципів роботи первинних перетворювачів, які застосовуються в спірометрії, сучасних технологій бездротового зв'язку. Були сформульовані технічні вимоги до бездротового інтерфейсу приладу, спираючись на існуючі проблеми портативних спірометрів. В роботі виконано підбір апаратної частини приладу, що повністю задовольняє медико-технічним вимогам до сучасного спірометра. В роботі також розроблено програму в середовищі Arduino IDE version 1.8.3 на мові програмування C++ для управління процедурами апаратної частини вимірювача об'ємних витрат. Була створена відеогра для запропонування нового методу проведення спірометричних процедур.

Робота включає в себе 5 розділів, 28 ілюстрацій, 32 таблиці і має обсяг 89 сторінки. В роботі автор посилається на 36 літературних джерел і 12 веб-джерел.

Referat

The work is devoted to developing a portable spirometer with a wireless interface. As the main prototype platform of the hardware the board Arduino was used, which is intended for the design of electronic devices, such as Arduino Pro mini. Concept prototype of the device was developed in environment for 3D modeling environment Blender. In this work analyzed modern methods of measuring air flow and principles of primary converters, which are used in spirometry. The modern wireless technologies were considered. Were set certain requirements for the device based on the existing problems of portable spirometry. There was a selection made hardware device that fully satisfied the requirements. A program for the device that is ready for testing, was developed among the Arduino IDE version 1.8.3.

This work comprises of five main sections, 28 figures, 32 tables, and has a volume of 89 pages. The author swears at 36 literature sources and 12web source.

Зміст

Вступ.....	3
1. Літературний огляд.....	4
1.1. Спірометр.....	4
1.2. Співвідношення і фізичні принципи вимірювання об'єму повітря	5
1.3. Огляд первинних перетворювачів витрат повітря.....	8
1.3.1. Датчик диференціального тиску	8
1.3.2. Турбінний датчик.....	10
1.3.3. Теплові витратоміри.....	12
1.3.3.1. Термоанемометричний метод.....	13
1.3.3.2. Калориметричний метод	15
1.3.4. Ультразвуковий датчик	17
1.4. Огляд послідовних периферійних цифрових інтерфейсів зв'язку	18
1.4.1. Інтерфейс I ² C	18
1.4.2. Інтерфейс SPI.....	19
1.5. Огляд технологій бездротового зв'язку.....	22
1.5.1. Бездротова технологія передачі даних Bluetooth	22
1.6. Огляд існуючих портативних спірометрів	25
1.7. Висновки	27
2. Вибір компонентів апаратної частини	29
2.1. Вибір датчика об'ємних витрат повітря	29
2.1.1. Порівняльний аналіз датчиків різних виробників	34
2.2. Вибір модуля Bluetooth	39
2.2.1. Модуль BLE112.....	40
2.2.2. Модуль CC2541	42
2.3. Вибір мікроконтролера.....	44
2.4. Висновки	48
3. Апаратна частина	49
4. Програмна частина.....	54

4.1. Програма для мікроконтролера	54
4.2. Програмне забезпечення для комп'ютера	57
4.2.1. Створення відеогри для проведення спірометричного аналізу	57
4.2.2. Принципи взаємодії програми з пристроєм	66
4.3. Висновки	69
5. Розробка стартап проекту.....	69
Висновки	80
Перелік посилань.....	80
Додаток А	81
Додаток В	82

Вступ

У багатьох сферах промисловості і в медицині неможливо обійтися без пристроїв, здатних вимірювати об'ємні витрати повітря. У медицині для аналізу дихальних функцій (спірометрії) традиційно використовують ці пристрої. Однак більшість з них мають великі розміри або слабку функціональність, але високу ціну. Більшість із сучасних портативних спірометрів не мають бездротових інтерфейсів. Це є однією з важливих і не вирішених проблем на поточний момент. Створення пристрою, здатного вимірювати об'ємні витрати повітря, з бездротовим інтерфейсом, на базі вже існуючих первинних перетворювачів, є актуальним для медицини, комерційних систем обліку споживання енергоносіїв, автомобільної промисловості, наукових досліджень (хроматографії) і т.д.

1. Літературний огляд

1.1. Спірометр

Спірометр - різновид медичних пристроїв, які застосовуються для перевірки стану органів дихальної системи. Мета використання спірометра - визначення параметрів легенів, виявлення похибок в роботі дихальної системи. Основні показники, які оцінюються при проведенні спірометрії за допомогою спірометра:

- ЖЄЛ — Життєва ємність легенів. Оцінюється як різниця між обсягами повітря в легенях при повному вдиху і повному видиху;
- ФЖЄЛ — Різниця між обсягами повітря в легенях в точках початку і кінця маневру форсованого видиху;
- ОФВ₁ — Обсяг форсованого видиху за першу секунду маневру форсованого видиху;
- Відношення ОФВ₁ / ЖЄЛ, виражене у відсотках - індекс Тиффно - є чутливим індексом наявності або відсутності погіршення прохідності дихальних шляхів. в нормі 70-75%;
- ПОШ — Пікова об'ємна швидкість. Максимальний потік, який досягається в процесі видиху;

- МОШ — Миттєві об'ємні швидкості; МОШ — швидкість повітряного потоку в момент видиху певної частки ФЖЄЛ (найчастіше 25,50 та 75 % ФЖЄЛ).

До числа найбільш поширених установ, які використовують вказаний прилад, відносять: реабілітаційні клініки; оздоровчі, лікувальні установи для спортсменів; стаціонарні медичні установи [1].

Всі ці показники можуть бути визначені з графіка, який прийнято називати петлею «потік - об'єм» (рис. 1.1). На графіку по осі абсцис відкладається об'єм повітря, а по осі ординат - його об'ємна швидкість. Причому об'ємна швидкість при видиху умовно приймається за позитивну, а при вдиху – за негативну. Клінічна оцінка вентиляційної функції легенів ґрунтується на зіставленні результатів правильно виконаного пацієнтом дихального тесту з належними величинами. Належні величини характеризують нормальні для даної людини показники, з урахуванням його статі, віку і зростання (іноді враховують вагу і расу).

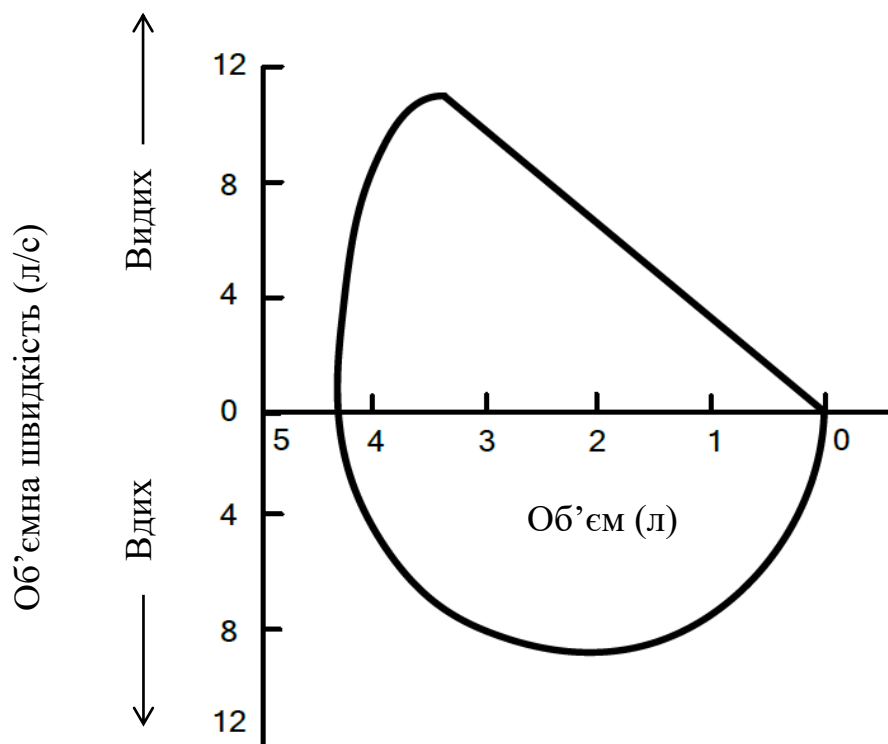


Рисунок 1.1. Петля «потік-об'єм»[1].

Всі спірометри повинні задовольняти мінімальним технічним вимогам, які є достатніми для повсякденної клінічної практики. Спірометр повинен дозволити оцінювати обсяг повітря протягом ≥ 15 сек. і вимірювати обсяги не менше 8 л. з точністю як мінімум $\pm 3\%$, або $\pm 0,05$ л, а повітряні потоки - від нуля до 14 л / с. [2]

1.2. Співвідношення і фізичні принципи вимірювання об'єму повітря

Для оцінки параметрів дихання необхідно отримати швидкість потоку і обсяг повітря який вдихається або видихається. Дані величини розраховуються після вимірювання витрати повітря. Далі наведено обґрунтування необхідних розрахунків.

Витрата газу - це кількість газу (кг, м³), що протікає в одиницю часу через поперечний переріз потоку [3]. Вимірювання витрати базується на законі збереження маси. У замкнутій системі маса речовини завжди залишається постійною, при відсутності отворів. У тому випадку якщо на кордоні, який утворює замкнутий обсяг, знаходяться отвори, через які відбувається втікання або витікання речовини, сума втікаючої і витікаючої маси повинна дорівнювати нулю. Так як маса не має властивості мимовільно з'являтися і зникати то має виконуватися співвідношення:

$$\frac{\partial M_{in}}{\partial t} = \frac{\partial M_{out}}{\partial t}$$

де M_{in} и M_{out} — маса речовини що надходить в систему і що покидає її, відповідно.

Розглянемо ситуацію течії газу по трубі, лінії потоку спрямовані по осі труби. Певний обсяг речовини втікає в трубу на одному кінці через поперечний переріз, а витікає на іншому кінці також через поперечний переріз, при цьому швидкість руху середовища в різних точках труби не обов'язково однакова. На малюнку 1.2 ілюструється потік речовини через поперечний переріз.

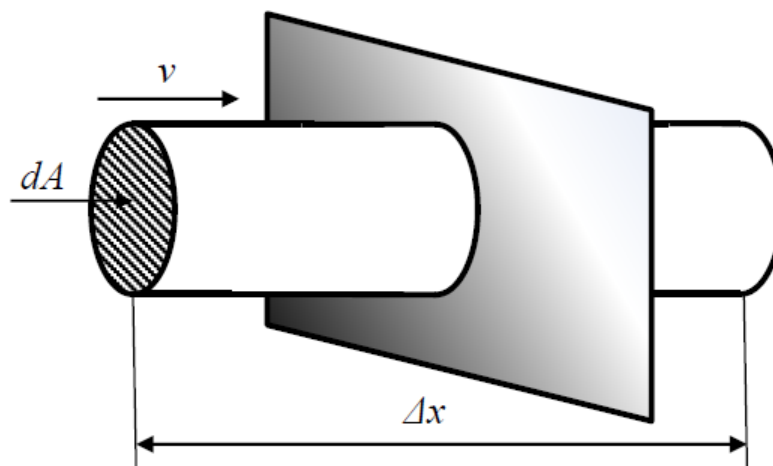


Рисунок. 1.2. Потік речовини через поперечний переріз[4].

Щоб розрахувати обсяг речовини який проходить через поперечний переріз труби за деякий інтервал часу, необхідно скористатися наступною формулою:

$$\Delta = \frac{V}{\Delta t} = \int \frac{\Delta x dA}{\Delta t} = \int v dA$$

- v — швидкість руху середовища через поперечний переріз площею A ,
- Δx — переміщення обсягу V .

Розподіл швидкостей стаціонарного потоку газу усередині поперечного перерізу продемонстровано на малюнку 1.3. Співвідношення, що визначає середню швидкість потоку в поперечному перерізі:

$$\bar{v} = \frac{\int v dA}{A}$$

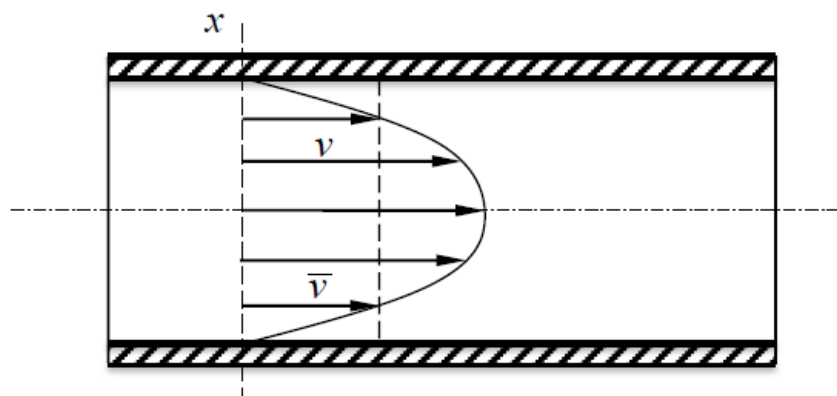


Рисунок 1.3. Профіль швидкостей потоку всередині трубки[4].

Якщо безпосередньо вимірювати швидкість потоку газу, то в разі, коли площа датчика багато менше площі поперечного перерізу труби, можна отримати

значення яка не відповідає середній швидкості потоку. Це відбувається, тому що датчик ставиться в певній точці на площині поперечного перерізу, в якій швидкість може досить сильно відрізнятися від середньої швидкості потоку, як показано на малюнку 1.3. Внаслідок цього вимірюють витрата речовини через поперечний переріз, він дорівнює добутку середньої швидкості потоку на площу поперечного перерізу. Одиниці виміру цієї величини метри кубічні в секунду ($\text{м}^3/\text{с}$). Після перетворення виразу (1.3), отримаємо рівняння для витрати речовини:

$$A\bar{v} = \int v dA$$

Зазвичай витратоміри вимірюють середню швидкість потоку при відомій площі поперечного перерізу. Розрізняють масові і об'ємний витрата. Вище міркування наведені для об'ємної витрати. Масова витрата визначається відповідно до виразу, що зв'язує масу і об'єм:

$$M = \rho V$$

де ρ — щільність середовища. Витрата маси речовин визначається наступним виразом:

$$\frac{dM}{dt} = \rho A\bar{v}$$

Одиниці виміру масових витрат кілограми в секунду ($\text{кг} / \text{с}$). Для газів при відомому тиску можна визначати або масові, або об'ємні витрати.

Вимірювання витрати газу здійснюється витратомірами різних конструкцій. В основному вимірювання витрат відбувається непрямым шляхом, через вимірювання швидкості потоку з подальшим інтегруванням по площі поперечного перерізу. Для отримання об'єму повітря необхідно отриману величину проінтегрувати за часом. Таким чином, завдання визначення об'ємів зводиться до вимірювання швидкості потоку і наступного обчислення витрат. [5]

1.3. Огляд первинних перетворювачів для вимірювання витрат повітря

Під терміном «первинний вимірювальний перетворювач» розуміють перетворювач об'ємної швидкості повітряного потоку або витрата в зручний для подальшої обробки сигнал, тобто датчик.

Від датчика залежать маса і розміри портативного приладу, а також його точність і стійкість до негативного впливу різних факторів, у тому числі і до санітарної обробки [6]. Використання бактерицидних фільтрів спрощує санітарну обробку, проте вносить додатковий опір в вимірювальний канал, знижуючи тим самим точність приладу [7].

До основних технічних параметрів датчиків витрат повітря відносять: чутливість, похибка вимірювання, лінійність характеристики, величина пневматичного опору, швидкодія, надійність і можливість визначення напрямку потоку.[8]

1.3.1. Датчик диференціального тиску

Найчастіше в спірометричному обладнанні використовують датчики диференціального тиску (рис. 1.4.), які засновані на зміні диференційного тиску на пневматичному опорі, згідно закону Бернуллі, в залежності від об'ємної швидкості повітряного потоку. До датчикам цього типу відносяться трубки Флейш, Ліллі, Піто, сопло Вентурі.

В загальному вигляді ця залежність може бути представлена в такому вигляді:

$$Q = \alpha \cdot S \sqrt{2 \frac{\Delta P}{\rho}},$$

де Q – витрати, α – передаточний коефіцієнт, S - прохідна площа пристрою, ΔP – перепад тиску, ρ – щільність потоку повітря.

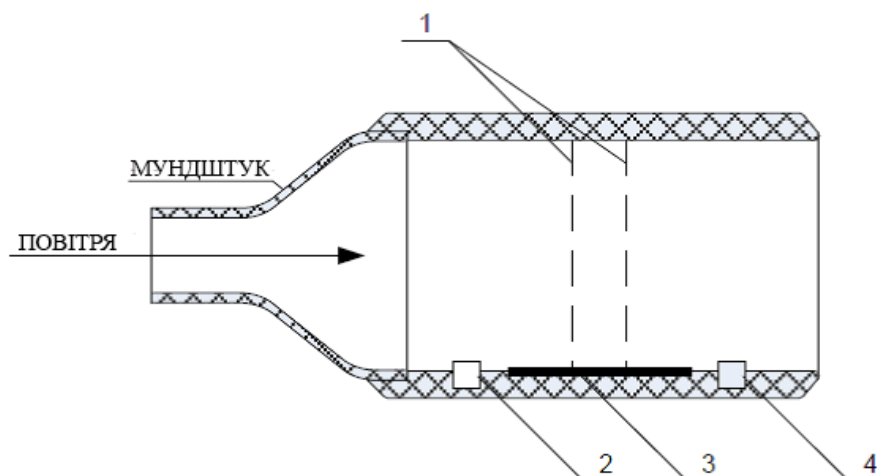


Рис 1.4. Датчик диференціального тиску.

До датчикам цього типу відносяться трубки Флейш, Ліллі, Піто, сопло Вентурі. Складові частини датчика: 1 – поточкорезистивний елемент (набір трубок, сітка) що має деякий пневматичний опір; 3 – нагрівальний елемент; 2, 4 – датчики тиску.

Принцип дії: при проходженні потоку повітря через поточкорезистивний елемент на ньому виникає перепад тиску, який і фіксується диференціальним манометром. Різниця тисків тим більша, чим вище витрата (при постійному опорі потоку).

Недоліками таких датчиків є нелінійність передавальної характеристики, яка ускладнює обробку результатів вимірювань. Також проблемою при використанні датчиків є конденсація вологи на резистивному елементі. Для запобігання цьому датчик підігрівають за допомогою нагрівального елемента до температури 35-40 °С. Це, в свою чергу, призводить до необхідності додаткової витрати енергії, що небажано в портативному приладі. Часта санітарна обробка або потрапляння слизу на резистивний елемент призводить до істотного зниження надійності датчика. Ці проблеми можна вирішити зробивши саму трубку змінною, а сам датчик під'єднувати за допомогою маленьких шланг.

В даний час, у зв'язку з появою електричних датчиків тиску з високою чутливістю, вдається знизити значення пневматичного опору вимірювального каналу [9]. До переваг датчиків змінного перепаду тиску слід віднести високу чутливість і швидкодію, низьку похибку вимірювання і можливість визначення

напрямку потоку повітря. Основна похибка звужують пристроїв становить $\pm 1\%$ на постійних витратах. Постійна часу залежить від конкретної конструкції і становить від 2 до 30 мс.[6].

1.3.2. Турбінний датчик

Трохи менше використовують турбінні перетворювачі об'ємної швидкості (рис. 2), в яких потік повітря призводить до обертання рухомого елемента (тахометричних метод вимірювання витрати). Перетворення потоку повітря в послідовність електричних імпульсів відбувається шляхом модуляції, за допомогою обертової пластини та електромагнітного випромінювання інфрачервоного діапазону, що надходить від фотовипромінювача до фотоприймача. Частота обертання пластини пропорційна швидкості потоку повітря, а число обертів - його обсягу.[8, 11]

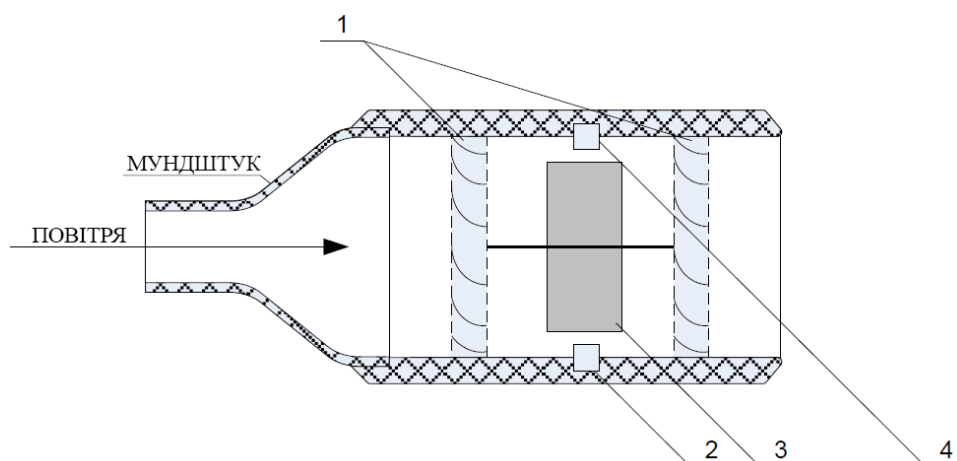


Рис 1.5. Турбінний датчик.

Складові частини датчика: 1 – напрямні крильчатки; 2 – фотовипромінювач; 3 – обертається пластина; 4 – фотоприймач.

Рідше зустрічаються конструкції з ротором, виконаним у вигляді крильчатки. Який у робочому діапазоні може становити 1: 200, передавальна характеристика на постійній витраті зазвичай описується виразом:

$$Q = k \cdot \omega + b,$$

де ω – кутова швидкість; k – коефіцієнт передачі; b – постійна зміщення.

Основна похибка перетворення становить $\pm 1,0-0,25\%$ на постійних витратах, постійна часу складає від 1 мс, низький пневматичний опір (25-50 Па·с/л при витратах 10 л/с) і достатньо висока чутливість. [12, 8]

Недоліками турбінних датчиків є їх низька швидкодія і складність санітарної обробки, оскільки механічний вплив на крильчатки і пластину може привести до їх пошкодження, а це знижує надійність датчика.

До переваг цього типу датчиків слід віднести: лінійність передавальної характеристики, можливість визначення напрямку потоку повітря, хороші масогабаритні показники та високу точність вимірювань. Сучасні моделі промислового виробництва мають низький пневматичний опір і досить високу чутливість.

1.3.3. Теплові витратоміри

Ще менше використовують термокондуктометричні датчики (рис. 1.6) [7]. Принцип їх роботи заснований на ефекті зміни електричного опору нагрітого терморезистора, що охолоджується повітряним потоком [8]. Ступінь охолодження терморезистора залежить від швидкості і температури повітря.

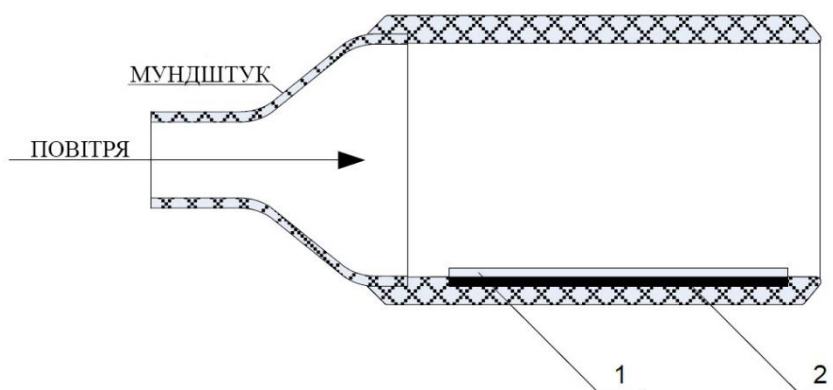


Рис 1.6. Термокондуктометричний датчик.

Складові частини датчика: 1 – терморезистор, 2 – нагрівальний елемент.

Передатна характеристика може бути отримана з рівняння теплообміну:

$$I^2 R = S \cdot \Delta T (\alpha + b Q^c),$$

де I - діюче значення струму; R - величина опору терморезистора; S - площа охолодження терморезистора; ΔT - перепад температур; a , b , c - калібрувальні константи.

Недоліками термокондуктометрический датчика є нелінійність передавальної характеристики, висока інерційність, низька чутливість і точність, відсутність можливості визначення напрямку потоку повітря. Крім того, матеріал терморезистора вкрай нестійкий до санітарної обробки і механічних пошкоджень, а, отже, датчик має невисоку надійність. До переваг цього типу датчиків слід віднести вкрай малий опір потоку повітря [7].

Варто розглянути два основні методи виміру об'ємних витрат, на основі яких створюють теплові витратоміри.

1.3.3.1. Термоанемометричний метод

Подібно до термокондуктометричного датчика реалізован термоанемометр (рис. 1.7). Він складається з трьох невеликих трубок, які введено в потік речовини. В двох із них розташовані терморезистивні елементи у вигляді тонкого дроту: R_0 та R_s , які виконують роль детекторів температури. Вони ізольовані від структурних елементів і трубки, але контактують з потоком речовини. Між ними розташований нагрівальний елемент.

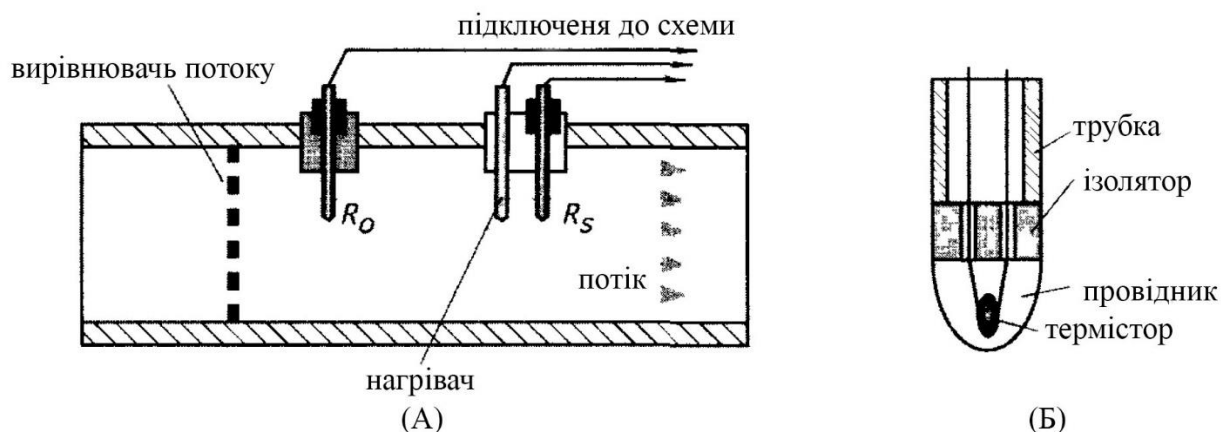


Рисунок 1.7. Термоанемометр: а – принципова схема, б – поперечний переріз детектора температури[14].

Принцип дії: перший детектор R_0 вимірює початкову температуру потоку. Нагрівний елемент підвищує температуру потоку речовини. При відсутності течії тепло нагрівального елементу буде реєструватися обома детекторами, але, оскільки R_s знаходиться ближче, температура на ньому будет значно більшою. Чим більша швидкість потоку, тим більші теплові втрати і тим нижча температура на R_s .

Фізичний принцип термоанемометра заснован на законі Кінга[4]:

$$\Delta Q = kl \left(1 + \sqrt{\frac{2\rho c d v}{k}} \right) (T_s - T_0)$$

де k і c - теплопровідність і питома теплоємність середовища при заданому тиску; ρ - щільність середовища; l і d - довжина і діаметр нитки; T_s - температура поверхні нитки; T_0 - температура потоку; v - швидкість потоку середовища.

Який було відкориговано вченими Коллізом і Вільямсом. Для циліндричного датчика, у якого відношення $l/d \gg 1$, модифіковане рівняння Кінга, перетворено відносно швидкості потоку, має наступний вигляд:

$$v = \frac{K}{\rho} \left(\frac{dQ}{dt} \frac{1}{T_s - T_0} \right)^{1.87}$$

де K - калібрувальний коефіцієнт; dQ/dt – тепловтрати.

Для визначення швидкості потоку необхідно виміряти градієнт температури між датчиком (ниткою) і рухомим середовищем і кількістю тепла, що виділяється.

Співвідношення між напругою на детекторі, що розігрівається, і швидкістю потоку[14]:

$$v = \frac{K}{\rho} \left(\frac{U^2}{R} \frac{1}{T_s - T_0} \right)^{1.87}$$

Існують два способи вимірювання швидкості потоку:

- режим постійного струму;
- режим постійної температури.

Режим постійного струму характеризується постійним значенням сили струму, що протікає через нитку. При впливі потоку на нитку відбувається зміна

температури нитки, внаслідок зміни коефіцієнта тепловіддачі, що призводить до зміни її опору.

Режим постійної температури характеризується постійним значенням температури нитки, яку забезпечує зміна сили струму. В цьому випадку теплова інерція нитки дуже мала, що забезпечує більш точні вимірювання в порівнянні з режимом постійного струму.

Переваги методу: висока чутливість, широкий динамічний діапазон, можуть вимірювати дуже малі витрати та великі швидкості потоків, відсутність рухомих компонентів.

Недоліки методу: вимога частого калібрування, немає можливості визначити напрямок потоку. Повітря, що видихає людина ($37\text{ }^{\circ}\text{C}$ та майже 100% вологість), при проходженні по трубці, охолоджується та конденсує на елементах первинного перетворювача і впливає на точність вимірювання. Данну проблему вирішують за допомогою нагрівання датчика до температури вище $37\text{ }^{\circ}\text{C}$, що призводить до необхідності додаткових витрат енергії, що не бажано для портативного спірометра. Також повітря, що видихається людиною, є не ламінарним потоком, що свідчить про високу похибку вимірювання, тому що площа вимірювання мала. [13] Дану проблему можна вирішити за допомогою сітки, яка гасить завихрення, але створює додатковий опір потоку. Складність санітарної обробки, бо чутливі елементи нестійкі до механічних пошкоджень.

1.3.3.2. Калориметричний метод

Калориметричний витратомір складається з нагрівача 3 (рис. 1.8, а), який розташований всередині трубки, і двох термоперетворювачів 1 (рис. 1.8, а) і 2 (рис. 1.8, а) для вимірювання температур до $T1$ і після $T2$ нагрівача. Термоперетворювачі розташовуються зазвичай на рівних відстанях ($l_1 = l_2$) від нагрівача. Розподіл температур нагрівання залежить від витрати речовини. При відсутності витрати температурне поле симетричне відносно нагрівача (крива 1, рис. 1.8, б), а при його появі ця симетрія порушується. При малих швидкостях

поток температура $T1$ падає сильніше внаслідок притоку холодної речовини, ніж температура $T2$, яка при малих швидкостях може зростати (крива II, рис. 1.8, б).

В результаті спочатку з ростом витрат зростає різниця температур $\Delta T = T2 - T1$. Але при достатньому збільшенні витрат Q_M температура $T1$ стане постійною, що дорівнює температурі протікаючої речовини, в той час як $T2$ падатиме (крива III, рис. 1.8, б). При цьому різниця температур ΔT буде зменшуватися зі збільшенням витрат Q_M , як видно з рис. 1.8, в. Зростання ΔT при малих значеннях Q_M майже пропорційне витратам. Потім це зростання сповільнюється і після досягнення максимуму кривої починається падіння ΔT за гіперболічним законом. При цьому чутливість приладу падає з ростом витрат. Якщо ж автоматично підтримувати $\Delta T = \text{const}$ шляхом зміни потужності нагріву, то між витратою і потужністю буде пряма пропорційність, за винятком області малих швидкостей. Ця пропорційність є достоїнством цього методу, але пристрій витратоміра виявляється більш складним.

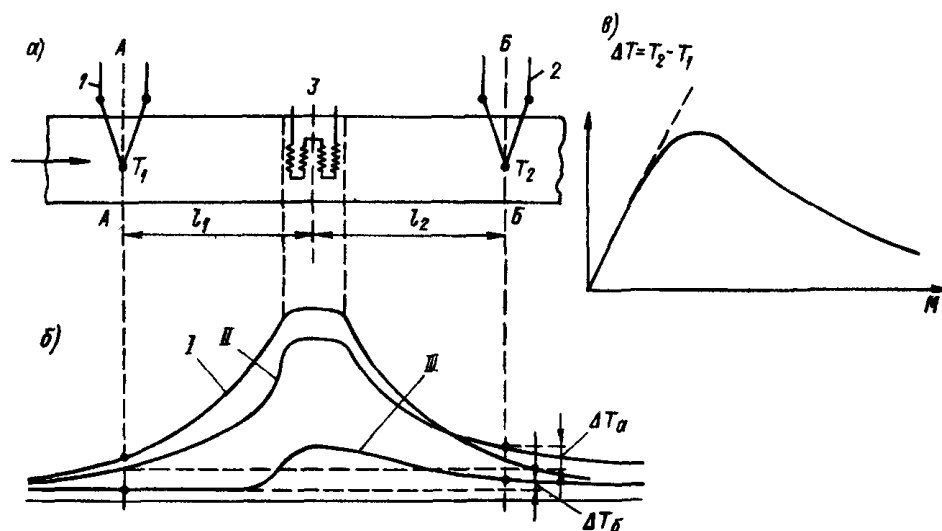


Рисунок 1.8. Калориметричний витратомір. [8]

(а – принципова схема; б – розподіл температур; в – залежність ΔT від витрат Q_M при постійній потужності нагріву $W = \text{const}$)

Рівняння теплового балансу між теплом, генерованим нагрівачем, і теплом, переданим потоку, має вигляд:

$$q_t = k_0 Q_M c_p \Delta T$$

де K_0 – поправочний множник на нерівномірність розподілу температур по перерізу трубопровода; Q_m – масові витрати в потоці; C_p – Питома теплоємність (для газу - при постійному тиску); $\Delta T = T_2 - T_1$ – різниця температур між датчиками (T_1 і T_2 – температури потоку до і після нагрівача);

Тепло до потоку в калориметричних витратомірах підводять зазвичай електронагрівачами, для яких:

$$q_t = I^2 R$$

де I – сила струму через нагрівальний елемент; R – електричний опір нагрівача.

На основі цих рівнянь статична характеристика перетворення, яка пов'язує перепад температур на сенсорах з масовими витратами, набуває вигляду:

$$Q_m = \frac{0,24 I^2 R}{k_0 c_p \Delta T}$$

Калориметричні витратоміри з внутрішнім нагрівом не набули поширення в промисловості через малу надійності роботи в експлуатаційних умовах. Їх застосовують для різних дослідницьких і експериментальних робіт, а також в якості зразкових приладів для перевірки і градуювання інших витратомірів. Також калориметричні витратоміри знаходять застосування для вимірювання дуже малих витрат рідин, так як теплоємність у рідин багато більша, ніж у газів. В основному ці прилади застосовують для вимірювання витрат газу. Похибка вимірювань $\pm(0.3-0.5) \%$ [8].

1.3.4. Ультразвуковий датчик

Також використовують ультразвукові датчики (рис. 1.9) [11]. В основі роботи таких датчиків лежить ефект Доплера. В якості випромінювача і приймачів ультразвуку використовуються п'єзокерамічні кільця, розташовані перпендикулярно вимірювальному каналу на деякій відстані один від одного [8].

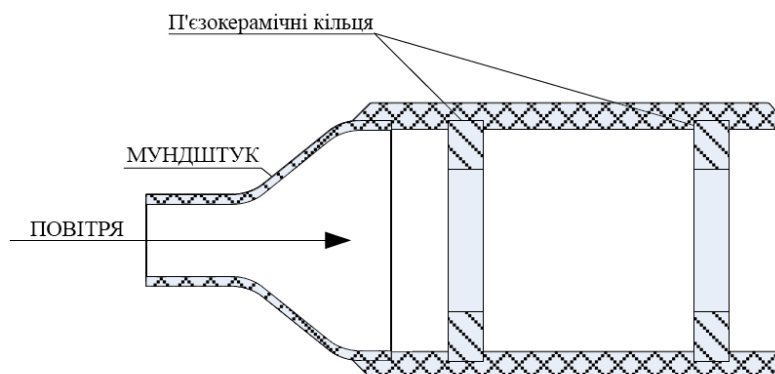


Рис 1.9. Схема ультразвукового витратоміра.

Перевагами є відмінні динамічні характеристики і малий опір потоку. Крім того, даний тип датчика забезпечує простоту дезінфекції та санітарної обробки і можливість визначення напрямку потоку повітря.

Основним недоліком ультразвукових датчиків є низька точність і чутливість, особливо на малих витратах. Також такі датчики мають нелінійну передавальну характеристику.

1.4. Огляд послідовних периферійних цифрових інтерфейсів зв'язку

На даний момент багато першокласних датчиків обладнуються периферійними цифровими інтерфейсами для зв'язку з мікроконтролерами. Одними з основних є шини I²C і SPI. Такі інтерфейси дозволяють безпосередньо підключати датчик до мікроконтролера. Вони забезпечують високу точність вимірювань, яка тепер майже повністю залежить від датчика і його виробника.

1.4.1. Інтерфейс I²C

Шина Inter-Integrated Circuits (I²C) — це послідовна шина передачі даних з підтримкою декількох провідних пристроїв, розроблена компанією Philips. Вона призначається, в першу чергу, для зв'язку з низькошвидкісною периферією, такою як мікросхеми послідовної пам'яті і АЦП / ЦАП.

На апаратному рівні для реалізації I²C (рис. 1.10.) застосовуються дві двонаправлені лінії з ОК, Serial Data (SDA, дані) і Serial Clock (SCL, тактування), підтягнуті до V_{cc} за допомогою резисторів (стандартними для шини I²C є напруги

+5 або +3.3 В) (рис. 1.10.). Стандартна реалізація I²C має 7-бітне поле адреси. 16 адрес зарезервовано згідно специфікації I²C, так що користувачеві доступно 112 адрес.

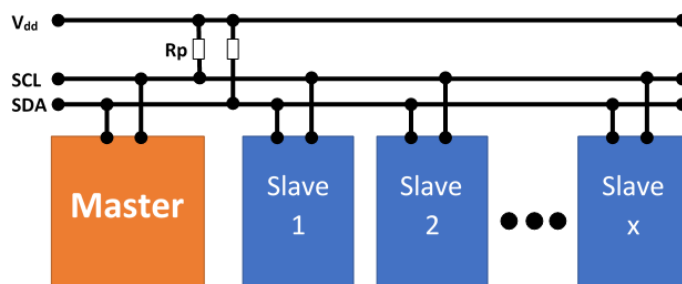


Рисунок 1.10. Реалізація I²C шини[15].

Спочатку специфікація I²C шини передбачала дві стандартних швидкості передачі даних — Standard Mode (100кбіт/с) і Low-Speed Mode (10кбіт/с). Поточна версія має ряд доповнень, таких як 10-бітне поле адреси, що дозволяє адресуватися до більшої кількості пристроїв, а також збільшена швидкість обміну даними — Fast Mode (400кбіт/с), Fast Mode Plus (1 Мбіт/с) і High Speed Mode (3.4 Мбіт/с).

Прийом-передача даних в I²C (рис. 1.11) здійснюється за вимогою ведучого (Master) пристрої. Стандартна посилка I²C складається з сигналу «старт», за яким йде адреса веденого (Slave) пристрою. У разі стандартної 7-бітної адреси формат першого байта це 7-бітна адреса пристрою і біт прийом/передача даних. Після першого байта адреси і ознаки «читання / запис» йдуть безпосередньо дані, що передаються або приймаються. За кожним байтом даних йде біт підтвердження або непідтвердження (ACK). Передача даних закінчується сигналом «стоп», що генерується майстром. У мережі можуть бути присутніми відразу кілька Master пристроїв, які не заважають один одному [16].

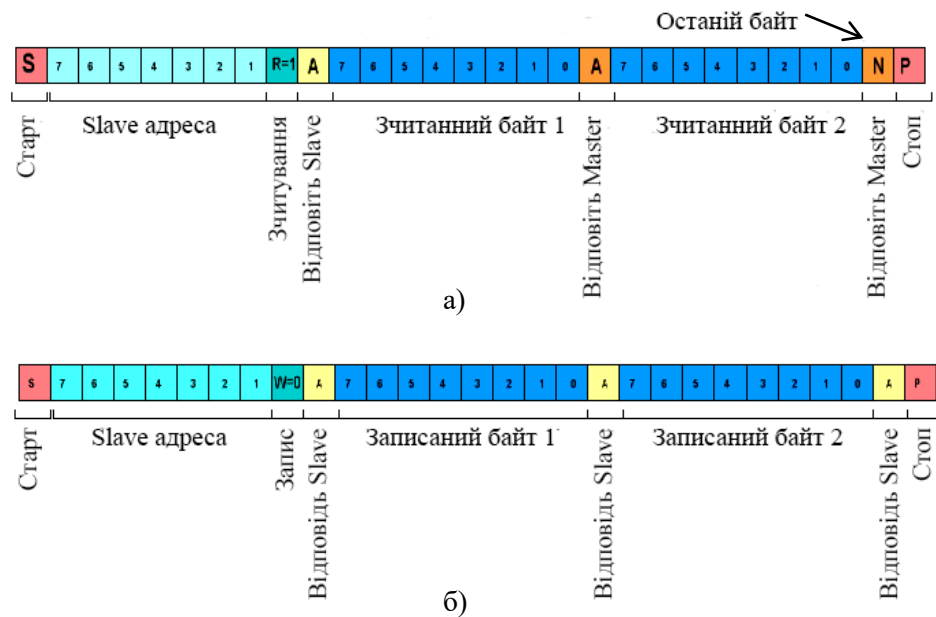


Рисунок 1.11. Приклад а) зчитування і б) запису даних в I²C. [15]

1.4.2. Інтерфейс SPI

Шина Serial Peripheral Interface Bus (SPI) це послідовна синхронна шина передачі даних, що працює в режимі повного дуплексу. Принцип роботи SPI заснований на роботі кільцевого зсувного регістру (рис.1.12).

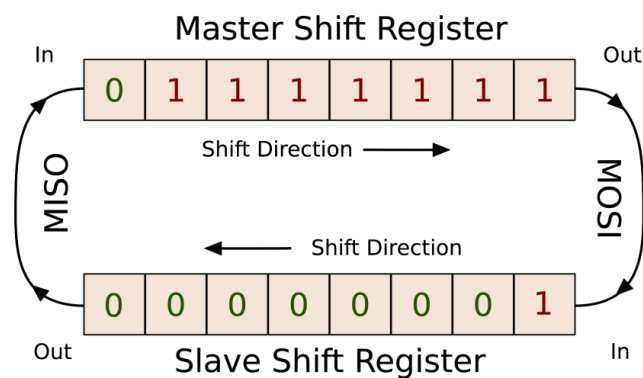


Рисунок 1.12 Принцип роботи SPI шини. [16]

Пристрої, об'єднані SPI шиною, здійснюють обмін даними в режимі Master/Slave, при цьому передачу даних ініціалізує Master (рис. 1.13). Головною відмінністю SPI є наявність всього лише одного Master пристрою, в той час як

Slave пристроїв може бути кілька. Протокол SPI використовує 4 порта введення/виведення для здійснення обміну даними:

SCK (Serial Clock) — тактування;

SDI (Serial Data In) — вхід послідовних даних;

SDO (Serial Data Out) — вихід послідовних даних;

CS (Chip Select) — вибір веденого пристрою.

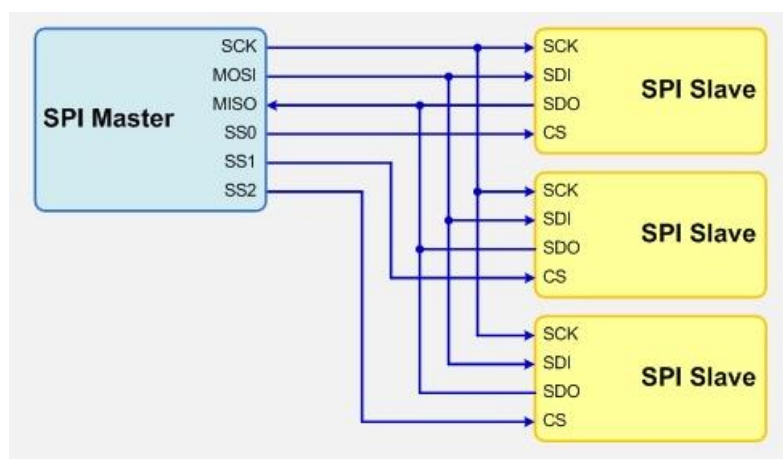


Рисунок 1.13. Підключення пристроїв по SPI інтерфейсу. [16]

Стандартна передача даних включає в себе такі етапи:

- 1) Master вибирає Slave пристрій, використовуючи CS.
- 2) Master передає будь-які дані в Slave пристрій.
- 3) Slave пристрій аналізує отримані дані і виконує певні дії, після чого результат операції відправляється Master пристрою.
- 4) Master відключає Slave пристрій від шини шляхом зняття сигналу з CS.

Необхідно відзначити, що SPI шина працює в режимі повного дуплексу і в момент передачі даних (лінія SDO) пристрій також і отримує дані (лінія SDI).

Як SPI, так і I²C інтерфейси є «внутрішніми» шинами, що здійснюють передачу даних всередині пристрою, що пояснюється відносно високими швидкостями обміну даними і відсутністю буферних пристроїв. [16]

Переваги SPI:

- Повнодуплексна передача даних.
- Більш висока пропускна здатність в порівнянні з I²C.
- Довжина пакета не обмежена.

- Простота апаратної реалізації:
 - більш низькі вимоги до енергоспоживання в порівнянні з I²C;
 - можливе використання в системах з низькостабільною тактовою частотою;
 - веденим пристроям не потрібна унікальна адреса, на відміну від I²C.
- Односпрямований характер сигналів дозволяє, при необхідності, легко організувати гальванічну розв'язку між ведучим і веденими пристроями;
- Максимальна тактова частота обмежена тільки швидкодією пристроїв, що беруть участь в обміні даними;

Недоліки SPI:

- Необхідно більше виводів, ніж для інтерфейсу I²C;
- Ведений пристрій не може керувати потоком даних;
- Немає підтвердження прийому даних з боку відомого пристрою (ведучий пристрій може передавати дані «в нікуди»);
- Немає певного стандартного протокола виявлення помилок;
- Відсутність офіційного стандарту, що робить неможливим сертифікацію пристроїв;
- Відсутність підтримки гарячого підключення пристроїв.

1.5. Огляд технологій бездротового зв'язку

Існує багато бездротових технологій, найбільш відомі з них це - Wi-Fi, Bluetooth і ZigBee, що працюють за стандартами IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) 802.11, 802.15.1, 802.15.4 відповідно. Дані технології працюють у вільному від ліцензії, стандартизованому ISM-діапазоні (Industry, Science and Medicine) радіо-частот 2,4 - 2,5 ГГц.

ZigBee використовують коли необхідний радіозв'язок на велику відстань і низьке енергоспоживання. Але недостатньо високий рівень стандартизації, відсутність єдиної програмно-апаратної платформи для розробки програм, а

також найменша «корисна» швидкість передачі даних, близько 30 кбіт/с, роблять його використання недоцільним.

Wi-Fi створений спеціально для об'єднання декількох комп'ютерів в єдину локальну мережу. Його використовують при необхідності в створенні бездротової локальної мережі між декількома комп'ютерами. Але його велике енергоспоживання, неможливість працювати протягом тривалого часу від автономних джерел живлення, а також висока вартість відносно Bluetooth і ZigBee, роблять його використання недоцільним.

Bluetooth є компромісним з точки зору співвідношення параметрів енергоефективність/відстань радіозв'язку/швидкість. Варто його розглянути детальніше.

1.5.1. Бездротова технологія передачі даних Bluetooth

Принцип дії заснований на використанні радіохвиль. У Bluetooth застосовується метод розширення спектра зі стрибкоподібною перебудовою частоти (англ. Frequency Hopping Spread Spectrum, FHSS). Метод FHSS простий в реалізації, забезпечує стійкість до широкосмугових перешкод і не потребує дорогого обладнання.

Відповідно до алгоритму FHSS, в Bluetooth несуча частота сигналу стрибкоподібно змінюється 1600 раз в секунду (всього виділяється 79 робочих частот шириною в 1 МГц). Послідовність перемикання між частотами для кожного з'єднання є псевдовипадковою і відома тільки передавачу і приймачу, які кожні 625 мкс синхронно переключаються з однієї несучої частоти на іншу. Таким чином, якщо поруч працюють кілька пар приймач-передавачів, то вони не заважають один одному. Цей алгоритм також є складовою частиною системи захисту конфіденційності інформації, що передається: перехід відбувається по псевдовипадковому алгоритму і визначається окремо для кожного з'єднання. При передачі цифрових даних і аудіосигналу (64 кбіт/с в обох напрямках) використовуються різні схеми кодування: аудіосигнал не повторюється (як

правило), а цифрові дані в разі втрати пакета інформації будуть передані повторно[17].

Протокол Bluetooth підтримує не тільки з'єднання «point-to-point», а й з'єднання «point-to-multipoint».

За характером взаємодії з зовнішніми пристроями і програмами, архітектура всіх існуючих модулів Bluetooth може бути розділена на три види (рис. 1.14). Модулі з двопроцесорною архітектурою (рис. 1.14.а) не містять в собі програмного високорівневого стека Bluetooth з підтримкою стандартних профілів. Це означає, що необхідні профілі Bluetooth повинні бути реалізовані на зовнішньому процесорі. Взаємодія зовнішнього процесора з модулем відбувається через віртуальний інтерфейс HCI (Host Controller Interface). В окремому випадку HCI може бути реалізований через апаратний інтерфейс SPI або UART.

Модулі Bluetooth з вбудованою двопроцесорною архітектурою (рис. 1.14.б) є найбільш поширеними. Цей різновид архітектури передбачає наявність стека Bluetooth високого рівня з підтримкою стандартних профілів безпосередньо у внутрішньому процесорі модуля. У цьому випадку програма, що працює на зовнішньому процесорі, взаємодіє з модулем Bluetooth через апаратні інтерфейси.

Однопроцесорна архітектура (рис. 1.14.в) є найменш поширеною. Для її реалізації інженер повинен створити спеціальну програму, яка буде працювати на внутрішньому процесорі модуля Bluetooth. У цьому випадку модуль перетворюється в автономний пристрій, доступ до якого, через зовнішні апаратні інтерфейси, закритий.

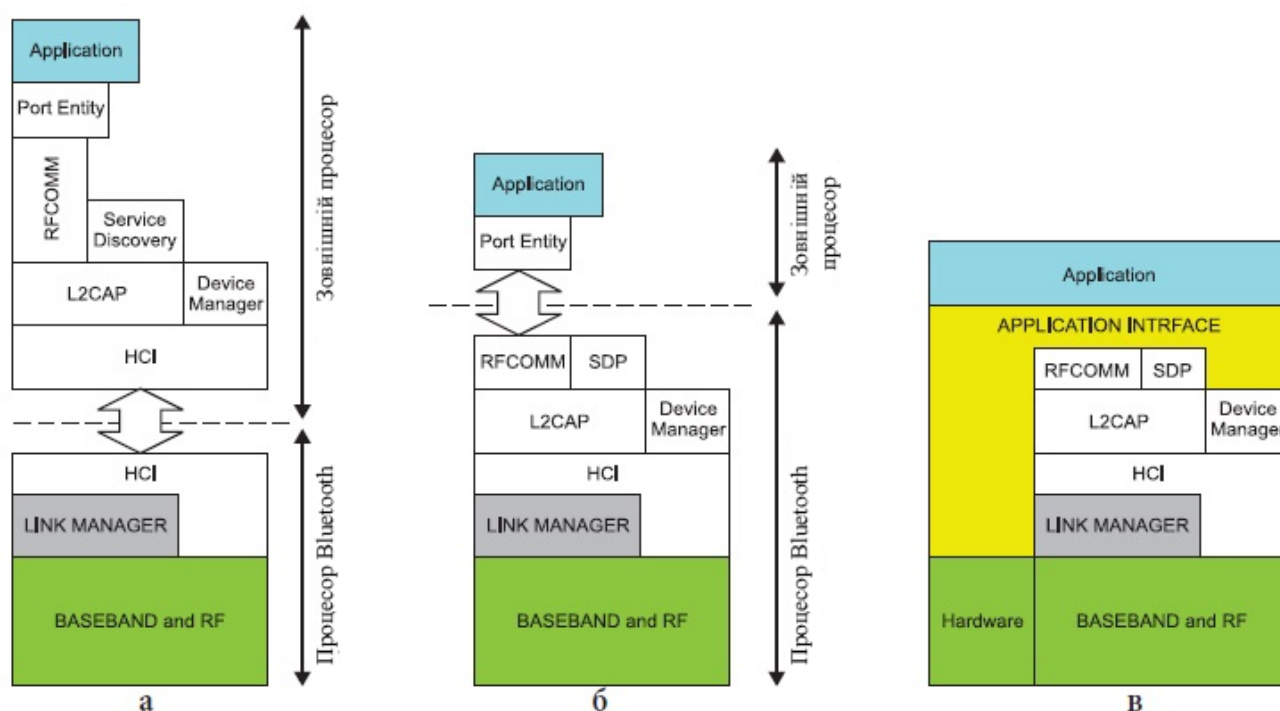


Рисунок 1.14. Різновиди архітектури модулів стандарту Bluetooth[18].

(а – двопроцесорна; б – вбудована двопроцесорна; в – одно процесорна.)

Належність модуля до тієї чи іншої архітектури може визначатися як його апаратною реалізацією, так і внутрішнім програмним забезпеченням. Наприклад, в окремому випадку один і той же модуль Bluetooth може бути віднесений до будь-якої з трьох різновидів архітектури в залежності від типу прошивки, завантаженої у внутрішній процесор модуля. Такий підхід має найбільшу популярність серед зарубіжних виробників.

Одна з основних переваг стандарту Bluetooth полягає в його високому рівні стандартизації та найширшому розповсюдженні в обладнанні ним користувацьких електронних пристроїв[18].

Bluetooth має багаторівневу архітектуру, що складається з основного протоколу, протоколів заміни кабелю, протоколів управління телефонією і запозичених протоколів. Обов'язковими протоколами для всіх стеків Bluetooth є:

- Link Management Protocol — використовується для встановлення і управління радіо з'єднанням між двома пристроями. Реалізується контролером Bluetooth;

- Host/controller interface — визначає зв'язок між стеком хоста (тобто комп'ютера чи мобільного пристрою) і контролером Bluetooth;
- logical Link Control and Adaptation Protocol — використовується для мультиплексування локальних з'єднань між двома пристроями, що використовують різні протоколи більш високого рівня. Дозволяє фрагментувати і збирати заново пакети.
- Service Discovery Protocol — дозволяє виявляти послуги, що надаються іншими пристроями, і визначати їх параметри;
- Radio Frequency Communications — протокол заміни кабелю, створює віртуальний послідовний потік даних і емулює керуючі сигнали RS-232.

Для спільної роботи Bluetooth-пристроїв необхідно, щоб всі вони підтримували загальний профіль. Профіль - набір функцій або можливостей, доступних для певного пристрою Bluetooth.

Декілька основних профілів:

- Serial Port Profile (SPP) — базується на специфікації ETSI TS07.10 і використовує протокол RFCOMM. Профіль емулює послідовний порт, надаючи можливість замінити стандартний COM-порт бездротовим з'єднанням, для передачі даних згідно протоколу RS-232. Є базовим для профілів DUN, FAX, HSP и AVRCP;
- Generic Access Profile (GAP) — база для всіх основних профілів;
- Wireless Application Protocol Bearer (WAPB) — протокол для організації P-to-P (Point-to-Point) з'єднання через Bluetooth;
- GATT (Generic Attribute Profile) — профіль загальних атрибутів.

1.6. Огляд існуючих портативних спірометрів

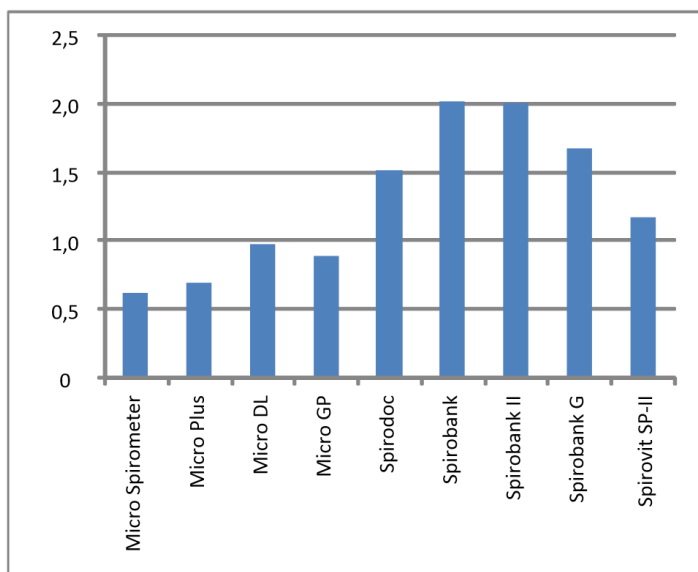


Рисунок 1.15. Относительный показатель качества рассмотренных спирометров. [19]

На поточний момент на ринку України представлено кілька портативних приладів (таблиця 1.1.) виробництва таких зарубіжних фірм, як: Micro Medical LTD (Англія), Medical International Research (Італія) і SCHILLER (Швейцарія).

1.7. Висновки

Доцільно використовувати датчик витрат турбінного типу. Такий датчик має передавальну характеристику в робочому діапазоні, близьку до лінійної, прийнятний пневматична опір, низькі масогабаритні і вартісні показники. Крім того, даний тип датчика дозволяє проводити вимірювання, як на вдих, так і на видих, а використання одноразових змінних турбін виключає передачу інфекції від хворого пацієнта здоровому. Але для підвищення точності виміру, особливо при малих витратах, доцільно використовувати датчик диференційного тиску, типу сопла Вентурі та інших звужуючих пристроїв. Для поліпшення дезінфекції можна зробити саму трубку змінною, а датчик винести на невелику відстань щоб попередити потрапляння слини на сам датчик. На відміну від термоанометра та калориметра, датчик перепаду тиску можна під'єднувати за допомогою трубок, які також можуть бути змінними. Такі перетворювачі володіють низьким

пневматичним опором і високою повторюваністю характеристики в обох напрямках проходження повітряного потоку.

Бажано використовувати датчик з цифровим виходом. Це потрібно для найвищої точності вимірювання, бо за отримання цифрового результату вимірювання піклується виробник. Тому, при використанні такого датчика, не буде зайвих похибок при зчитуванні даних, які можна отримати використовуючи операційний підсилювач або недорогий АЦП. Також це може заощадити кошти на використанні окремого АЦП, точність якого може виявитись надлишковою. Також при формуванні цифрових даних враховується лінеаризація та температурна компенсація. Інтерфейс SPI перевершує в швидкості І²С, що є важливим для цього класу пристроїв. Далі буду розглядати датчики диференціального тиску з цифровим периферійним інтерфейсом зв'язку.

Огляд бездротових інтерфейсів зв'язку показав, що ідеальним вибором буде використовувати бездротовий інтерфейс Bluetooth.

Огляд існуючих рішень показує, що на даний момент більшість портативних спірометрів не володіють бездротовим інтерфейсом. А спірометри з бездротовим інтерфейсом мають дуже високу ціну або обмежений функціонал. Бо більшість з них роблять розрахунки, побудову графіків та аналіз даних на самому пристрої, що обмежує функціональність пристрою або робить його дорожче своїх аналогів в декілька разів. Для зменшення ціни та габаритів пристрою вважаю доцільним робити аналіз на персональному комп'ютері або смартфоні, до якого буде під'єднуватись спірометр, через бездротовий інтерфейс зв'язку.

2. Вибір компонентів апаратної частини.

В ході літературного огляду було виявлено ряд проблем сучасних портативних спірометрів. Для вирішення цих проблем був сформований перелік загально-технічних вимог до вибору компонентів:

- Висока точність вимірювань;
- Мініатюрність;
- Хороша енергоефективність;
- Живлення від автономних джерел;
- Можливість зробити гнучку збірку;
- Релевантна ціна;
- Бездротовий зв'язок з високою швидкістю передачі даних;
- Проста дезінфекція трубки;

2.1. Вибір датчика об'ємних витрат повітря

На даний момент рівень спірометра головним чином визначає перетворювач швидкості повітряного потоку[22]. Згідно висновкам попереднього розділу я буду обирати датчик диференційного тиску з цифровим виходом.

Найчастіше, для виміру тиску, застосовують п'єзорезистивні датчики, які складаються з чутливої силіконової мембрани і встановлених на ній резистивних елементів, що утворюють міст Уїтстоуна (вимірювальний міст) [20]. При коливанні тиску відбувається деформація мембрани, що призводить до зміни питомого опору i , в свою чергу, змінює величину вихідного сигналу щодо вхідного. Таким чином, принцип дії п'єзорезистивних датчиків тиску заснований на здатності речовини змінювати питомий опір при його деформації (малюнок 2.1.).

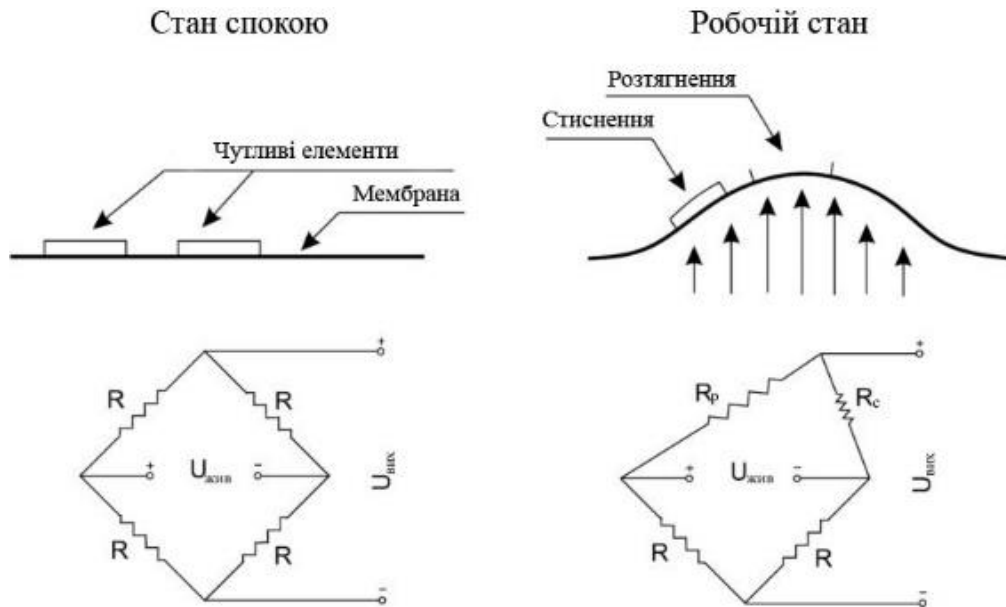


Рисунок 2.1. Принцип роботи п'єзорезистивних датчиків тиску

Додатковою перевагою датчиків з силіконовою мембраною служить відсутність у деформованого матеріалу ефекту пам'яті: після впливу тиску пластина приймає свою первинну форму. В аналогічних умовах роботи, метали, з часом, збільшують похибка вимірювань в зв'язку з накопиченою деформацією.

Трохи рідше використовують ємнісні датчики тиску (рис 2.2.) [27]. Датчик такого типу виготовлений на кремнієвій підкладці, для формування його структури використовувався метод травлення з бар'єрним шаром з дифузійного бору. Газ під тиском P_1 через вхідний отвір надходить в корпус датчика. Цей саме тиск устанавлюється навколо кремнієвої пластини, включаючи зовнішню сторону мембрани. Газ проходить у внутрішню камеру датчика через вузький канал, що створює тиску досить великий опір. В результаті тиск P_2 всередині камери буде нижче P_1 . Таким чином, на мембрану діє диференціальний тиск. Тоді витрати потоку можна визначити за виразом (формула из диф датчика).

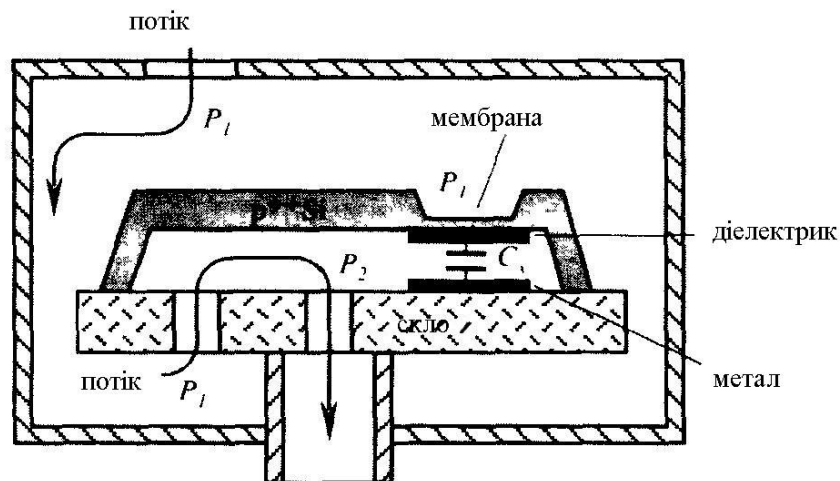


Рисунок 2.2. Конструкція ємнісного датчика тиску [27].

Різниця тисків визначається ємнісним датчиком тиску, що складається з легованого бором p^{++} кремнієвої мембрани, яка підвішена над металевією пластинією. Перепад тисків призводить до зміни ємності C_x , між металевією пластинією та кремнієвої структурією. Роздільна здатність такого датчика становить 1 мторр / ФФ, а максимально вимірюваний тиск – близько 4 торр.

Повна роздільна здатність датчика дорівнює 14-15 розрядами, а точність вимірювання тиску – 9-10 розрядами. При тиску, який приблизно в два рази перевищує максимальний перепад тиску, мембрана може торкнутися металевієї пластини, що призведе до електричного замикання. Щоб цього не сталося, на нижню частину мембрани наноситься діелектричний шар, скляна підкладка служить для механічного захисту мембрани від руйнування.

Також датчики перепаду тиску роблять на основі калориметричного методу, який розглядався в попередньому розділі, що дозволяє отримати максимальну точність вимірювань, та можливість позбавитись від недоліків, які властиві калориметричним, термоанемометричним датчикам та звичайним датчикам перепаду тиску. Такі вузькоспеціалізовані датчики розробляють виключно для використання в медицині.

Основні виробники датчиків диференціального тиску:

- Sensirion;
- First Sensor;

- Honeywell;

На даний момент розглядаються існуючі на ринку рішення від цих виробників, серед яких Honeywell пропонують датчики, вартість яких помітно нижча ніж у конкурентів, але які не мають цифрового виходу і поступаються характеристиками конкурентам. Тому я не буду розглядати їх датчики для використання в пристрою, але повернусь до цього виробника нижче у розділі. Далі будуть розглянуті кілька найбільш підходящих серій датчиків, які розробляли спеціально для використання в медичній практиці та ідеально підходять для мого пристрою. Для вибору датчика не буде поставлено вимог, бо всі датчики, від цих компаній, мають найменші розміри, найвищу точність та повністю задовольняють вимогам спірометричної апаратури[21]. При виборі датчика потрібно спиратися на його форм-фактор та можливості його розміщення в корпусі при гнучкій збірці приладу та без насадження на плату, якщо того буде потребувати конструкція.

Від компанії Sensirion [23] підходить серія SDP3x (рис. 2.3).



Рисунок 2.3. Зовнішній вигляд датчиків серії SDP3x[23].

Особливості:

- Найменший розмір (5 мм x 8 мм x 5 мм), що відкриває нові можливості інтеграції та вимірювань;
- Діапазон вимірювань $\pm 500\text{Pa}$ (± 2 ст. H_2O);
- Чудова точність навіть нижче 1Pa ;
- Немає нульового зсуву, немає дрейфу;
- Швидкий час вибірки 2kHz в 16 біт;
- Цифровий інтерфейс I^2C ;

- Інтелектуальний алгоритм нормування та інші цифрові та аналогові функції.

Від компанії First Sensor [24, 25, 26] підходять серії LDE, LMI і LME.



Рисунок 2.4. Зовнішній вигляд датчиків серії:

а) LDE: б) LMI та LME [24, 25, 26]

Особливості цих серій:

- Діапазон вимірювань $\pm 25 \dots \pm 2500$ Па ($\pm 25 \dots \pm 500$ Па для LDE);
- Висока чутливість особливо для ультранизких тисків;
- Висока стійкість до забруднення пилом, вологості;
- Конструкція дозволяє робити гнучку збірку;
- Цифровий інтерфейс SPI (I²C у LMI);
- Довготривала стабільність роботи;
- Висока універсальність для монтажу;
- Два режиму роботи (тільки для LMI):
 - режим низького споживання енергії (резервний струм 400 нА);
 - безперервний режим (час вибірки 5 мс).

Всі перераховані серії датчиків підходять для створення портативного спірометра з бездротовим інтерфейсом. Має сенс провести порівняльний аналіз двох кращих датчиків від обох компаній.

Обґрунтування вибору серій датчиків для порівняння:

Серія LME має напругу живлення 5 В, яка істотно вища аналогів з сусідніх серій. Серії LMI та LDE вимагають напругу живлення 3.3 В, та менший

струм живлення, ніж версія на 5В, що дає більшу енергоефективність. Серія LMI поступається в точності вимірювань серії LDE, але має набагато менший розмір, як і LME. Серія LMI має режим збереження енергії, але вимагає монтажу на плату. Форм-фактор серії LDE дає більше варіантів при розміщенні його в корпусі приладу.

Усі датчики компанії Sensirion мають один форм-фактор. Серія датчиків SDP3х є найбільш передовою у компанії. Оскільки всі датчики від цієї компанії мають однаковий форм-фактор та помітно дорожчі ніж у конкурентів, має сенс порівнювати кращий датчик із серії для того, що б зрозуміти – наскільки він перевершує конкурента і чи варто переплачувати.

2.1.1. Порівняльний аналіз двох датчиків різних виробників

Для порівняння я вибрав датчик від Sensirion, SDP31, і датчик від Ferst Sensor, LDES500B, які мають найбільший діапазон вимірювань, щоб порівняння було чесним, бо датчики серії LDESх можуть вимірювати різницю тиску ± 25 Па, коли датчики серії SDP3х

Таблиця 2.1. Порівняння характеристик датчиків SDP31[23] і LDES500B[24]

Датчик	SDP31	LDES500B
Робочий тиск	± 500 Па (Pa)	± 500 Па (Pa)
Калібрований діапазон температур	$-40 \dots +85$ C°	$0 \dots +70$ C°
Діапазон вимірювань	$-40 \dots +85$ C°	$-20 \dots +80$ C°
Час відгуку	3 мс	5 мс
Час включення	25 мс	25 мс
Напруга живлення	3...4 В	2,7...3,6 В
Розміри	5x8x5 мм	13x18x8 мм
Струм живлення	3,8 - 5,5 мА	7 - 8 мА

Інтерфейс на виході	I ² C	SPI
Зміна стабільності	0,01 Па/рік	±0,05...±0,1 Па/рік
Точність інтервалів	3% від зчитування	±0,4...±0,75 % від зчитування
Точність нульової точки	0,1 Па	±0,05...±0,1 % FSS
Зовнішня тактова частота	400-1000 кГц	0,2-5 МГц

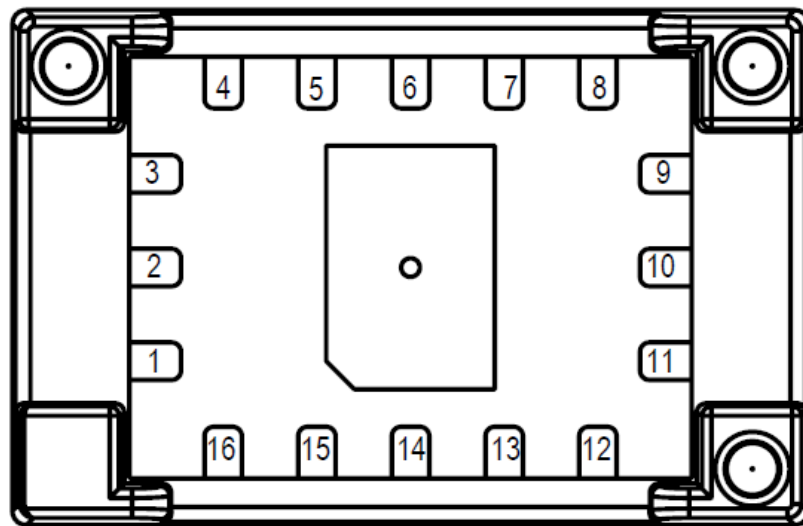


Рисунок 2.5. Схема контактів SDP3х (вид знизу). [23]

Таблиця 2.2. Призначення контактів датчика SDP31[23]

Номер	Ім'я	Розшифровка
1	GND	Підключення до землі
2	GND	Підключення до землі
3	GND	Підключення до землі
4	IRQn	Вивід переривання. Активний при низькій напрузі.
5	SCL	Послідовна лінія тактирування (I ² C інтерфейс)
6	GND	Підключення до землі

7	V _{dd}	Напруга живлення
8	SDA	Послідовна лінія даних
9	ADDR	I ² C адреса вхідного сигналу
10	GND	Підключення до землі
11	GND	Підключення до землі
12-16	-	Зарезервовано, не використовується

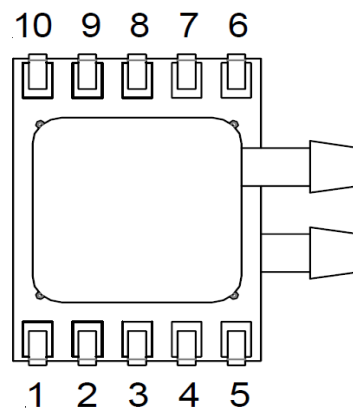


Рисунок 2.6. Схема контактів LDEx (вид зверху). [24]

Таблиця 2.3. Назначение контактов датчика LDES500B.[24]

Номер	Ім'я	Розшифровка
1	Reserved	Зарезервований
2	V _s	+5 В, напругу живлення
3	GND	Підключення до землі
4	V _{out}	NC
5	V _{out}	NC
6	SCLK	Лінія зовнішнього послідовного тактового сигналу
7	SDA	Лінія входу послідовних даних

8	SDO	Лінія виходу послідовних даних
9	CS	Линия выбор ведомого устройства
10	Reserved	Зарезервований

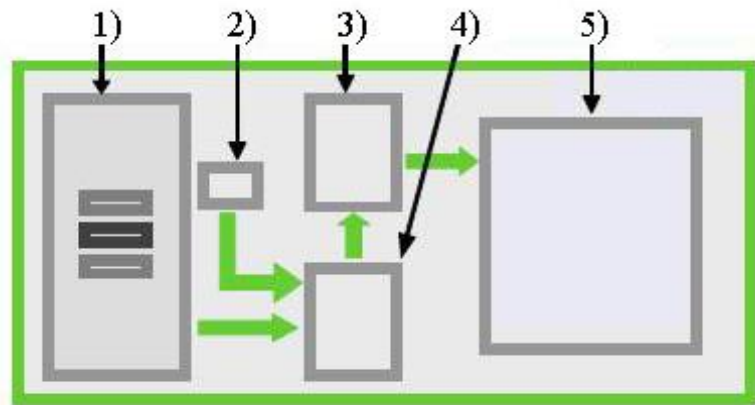


Рисунок 2.7. Блок-схема SDP3x. [24]

де 1 – сенсор об’ємних витрат, 2 – термометр, 3 – 8-бітний аналого-цифровий перетворювач, 4 – підсилювач, 5 – чіп обробки цифрового сигналу, лінеаризація і комунікації.

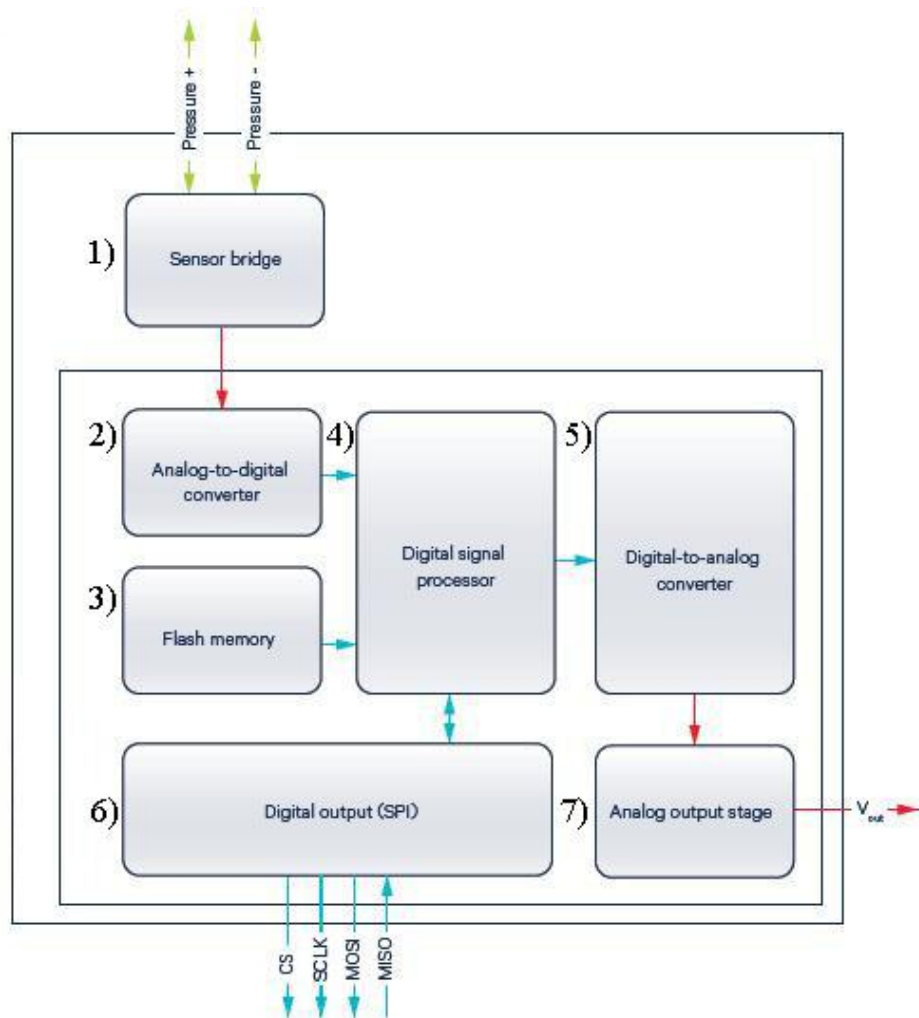


Рисунок 2.8. Блок-схема LDEx. [23]

де 1 – Сенсорний міст, 2 – 10-бітний аналого-цифровий перетворювач, 3 – флеш-пам'ять, 4 – процесор обробки цифрового сигналу, 5 – 8-бітний цифро-аналоговий перетворювач, 6 – каскад інтерфейсу SPI, 7 – аналоговий вихідний каскад.

Обидві серії датчиків диференціального тиску засновані на калориметричному методі вимірювання об'ємних витрат. У обох є чіпи лінеаризації та температурної компенсації власної розробки. Обидва обладнання АЦП, але серія LDE має більше розрядів, тому може надавати більш точні результати вимірювань. Порівняння двох конкуруючих датчиків з цих серій показало, що датчик від Sensirion SDP31 дещо перевершує по характеристикам датчик від First Sensor LDES500B, але поступається типом периферійного інтерфейсу і розрядністю АЦП. Розмір датчика SDP31 менший ніж LDES500B, але SDP31 має зовсім інший форм-фактор, що обмежує у варіантах його

розміщення в корпусі приладу та прототипу, а це може призвести до збільшення розмірів самого приладу. Виходячи з цього я вибрав датчик із серії LDESx.

Але, для зменшення ціни фінального приладу можна обрати аналогічний по розмірах, корпусу, варіантах розміщення, напруги живлення датчик від компанії Honeywell. Їх нова серія «Basic board mount pressure sensors» [28] заснована на п'єзореzystивних датчиках, що дозволило їм підвищити надійність, але таким чином вони будуть поступатись по характеристикам розглянутим датчикам. Також їх немає на ринку в готовому вигляді, тому їх треба спеціально замовляти у компанії, користуючись їх посібником з номенклатури та замовлення [29] за наступним маркуванням: «HSCDRRD600LDSA*» (* - напруга живлення 3.3 або 5В).



Рисунок 2.9. Зовнішній вигляд датчика «HSCDRRD600LDSA*»

Треба відмітити що датчики цієї серії можуть мати 14-розрядний АЦП, що на два розряди більше аналогічних датчиків серії LDESx. Але наскільки потрібен такий АЦП в датчику, який поступається характеристиками аналогу і розроблявся не спеціально для медичного обладнання, залишається відкритим. Також невідомо як такий АЦП впливатиме на ціну датчика.

2.2. Вибір модуля Bluetooth

Технічні вимоги:

- Підтримка профілю SPP і стека RFCOMM для створення послідовного «наскрізного» підключення;
- Невеликий розмір;
- Низьке споживання енергії;
- Радіус дії не менше 10 метрів.

Практично будь-який модуль буде мати невеликі розміри, радіус дії більше 10 метрів і підтримку необхідних профілів. Але для портативного пристрою енергоспоживання є одним з найважливіших факторів. Спеціально для таких потреб був розроблений протокол Bluetooth v4.0 BLE (Bluetooth low energy). Передавач з таким протоколом включається тільки на час відправки даних, що забезпечує можливість роботи від однієї батарейки типу CR2032 протягом декількох років[32]. Так само варто враховувати, що більшість сучасних електронних обчислювальних пристроїв обладнуються модулем Bluetooth четвертої версії. Важливим аспектом такого переходу є той факт, що більшість модулів четвертої версії не підтримують зв'язок з попередніми версіями, тому бажано обрати сам 4 версію, як найпоширенішу на ринку смартфонів та інших персональних комп'ютерів [30].

2.2.1. Модуль BLE112

Варто звернути увагу на модуль, вироблений фінською компанією Bluegiga, яка є однією з лідерів в області модулів Bluetooth, систему на кристалі BLE112.[31]



Рисунок 2.5. Зовнішній вигляд модуля BLE112. [31]

Основні характеристики BLE112:

- Bluetooth 4.0;
- Режими master і slave;
- Інтегрований стек Bluetooth Low Energy;
- Профілі Bluetooth Low Energy: GAP, GATT, L2CAP, SMP;

- Радіочастотні характеристики: Потужність передавача від + 4dBm до - 23dBm; чутливість приймача від -87dBm до -93dBm;
- Дуже мале енергоспоживання: в режимі випромінювання 27мА (0 dBm), в сплячому режимі 0.4 мкА;
- Вбудований процесор серії 8051 для програм користувача;
- Розміри 18.1x12.05 мм.

Це один з передових Bluetooth модулів компанії, його розміри дозволяють перейти на новий рівень мініатюризації медичних вимірювальних приладів.

Напруга живлення модуля може змінюватися в діапазоні 2 - 3.6 В. Цей модуль обладнаний мікропроцесором, який виконано за відомою схемою 8051 гарвардської архітектури, яка дозволяє виконувати операції за один цикл[33]. Цей процесор може використовуватися для підтримки програм користувача. Модуль підтримує інтерфейси SPI, I²C і UART, може працювати в режимі Master, що дозволяє в деяких випадках використовувати цей модуль як самостійний пристрій, що не потребує зовнішній мікроконтролер.

Вбудоване в модуль програмне забезпечення дозволяє проводити розробку і налагодження автономних користувацьких програм (Smart Bluetooth профіль) за допомогою програмного пакета BGProfile Toolkit TM, що пропонує спеціальне середовище для розробки профілів Bluetooth. Пакет GScriptTM, розроблений компанією Bluegiga, дозволяє користувачеві розробляти програмне забезпечення, яке можна помістити безпосередньо в модуль. Смарт-модуль BLE112 також може виступати платформою для програм кінцевого користувача (зі збереженням цих програм і налаштувань в Flash-пам'ять).

Модуль дуже вибагливий до живлення. Надмірні шуми в лініях електроживлення погіршують радіо-ефективність. Програмне забезпечення розроблене компанією Bluegiga, а це Profile Toolkit і BG Script, поставляється тільки в комплекті з обладнанням. Розробка ПЗ вимагає не тільки знання основ програмування, а й вивчення мови BG Script щоб можливо було програмувати модуля. Цю проблему можна вирішити, замовивши ПЗ для модуля у самої компанії за певну плату. Для професійної роботи з модулем потрібно

використовувати Studio SmartRF7. Налагодження та програмування модуля здійснюється за допомогою BLE112 Development kit.

Його вартість зводить нанівець всі його переваги. Оскільки вимірювальний пристрій не прикріплюється безпосередньо до тіла людини, основна перевага модуля в мініатюризації і відсутності потреби у зовнішньому мікроконтролері не має вирішальної ролі. А за його вартість можна купити 4-5 аналогічних модулів. Також мінусом є те, що він не постачається з макетною платою, на якій можна налагодити його роботу та провести тести.

2.2.2. Модуль CC2541

Система на кристалі CC2541[34] – це новий трансівер компанії Texas Instruments, призначений для створення периферійних пристроїв Bluetooth Smart, здатний роками працювати від одного дискового елемента типу CR2032. Струм споживання мікросхеми в режимі прийому і передачі не перевищує 20 мА, що знаходиться в допустимих межах, встановлених виробниками батарей такого типу.



Рисунок 2.6. Зовнішній вигляд CC2541[34].

Основні технічні характеристики:

- частота: 2,4 ГГц;
- стандарт: Bluetooth Smart;
- протокол: Bluetooth 4.0;
- профілі: GAP, GATT, L2CAP, SMP;
- інтерфейси: UART, GPIO, ADC, PWM, SPI, I2C;
- швидкість передачі: 1 Мбіт / с;

- потужність передавача: 0 дБм;
- чутливість приймача: -94 дБм;
- Flash-пам'ять: 128 кБ;
- напруга живлення: 2 ... 3,6 В;
- температурний діапазон: -40 ... + 85 °С;
- корпус VQFN-40;
- Розміри 6x6x1 мм.

Цей трансівер має такі ж характеристики і можливості як і BLE112, але коштує в декілька разів дешевше. Така ціна зумовлена відсутністю можливості використовувати його як повноцінний мікроконтролер, до якого можна під'єднати датчик. Недоліком є те, що для зчитування інформації з датчика, та передачею їх на обчислювальний пристрій, потрібен мікроконтролер.

Також перевагою такого рішення є те, що на основі цієї системи на кристалі створено готовий модуль SH-НС-08[35] (рис. 2.7) від китайської компанії Wavesen, який розпаяно на платі для макетування, що зробить можливим налаштування і тестування приладу без виготовлення плати.

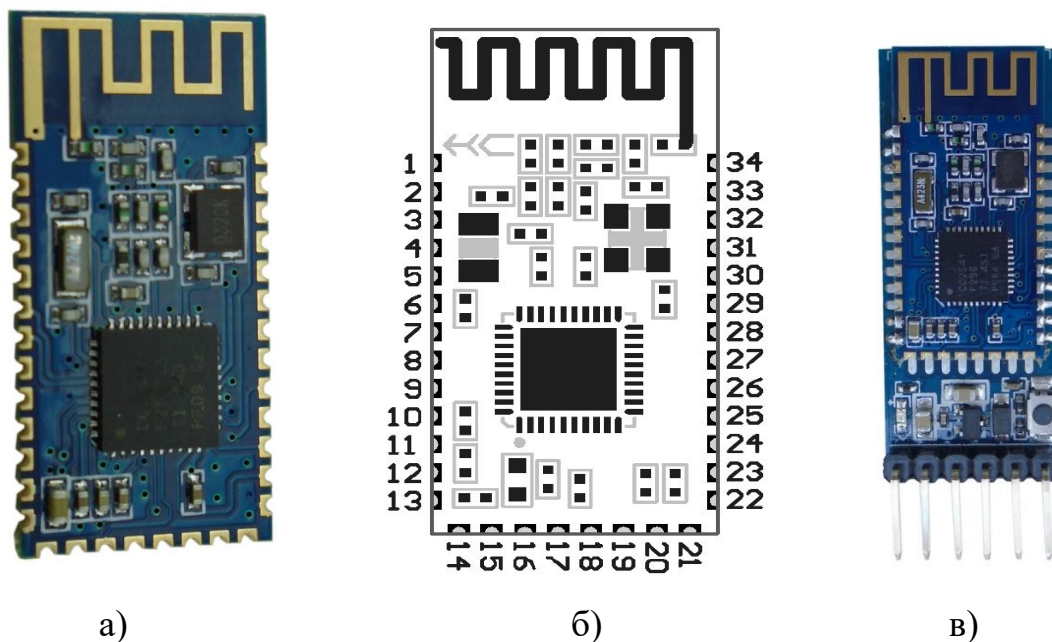


Рисунок 2.7. а) Зовнішній вигляд модуля SH-НС-08; б) Контакти модуля; в)

Макетна плата з впаяним модулем[35].

HC-08 є одним з останніх варіантів Bluetooth модулів серії HC-XX. Модуль обладнаний антеною на 50 Ом, що дозволяє отримати радіус дії до 120 метрів. Модуль HC-08 може працювати як Master- або Slave- пристрій.

Для користувача доступні наступні контакти: TX(1), RX(2), RESET(11), 3.3V(12), GND(13,22), LED(24) (індикатор робочого режиму), KEY(26). Модуль управляється і налаштовується за допомогою AT-команд. Модуль HC-08 в режимі AT-команд знаходиться до установки зв'язку з іншим Bluetooth-пристроєм. Модулі HC-08 спочатку мають такі параметри: ім'я – HC-08; швидкість UART – 9600 біт/с (8 біт даних, без біта парності, стоп біт (8N1)); пароль – 1234, або 0000, або його зовсім не буде.

HC-08 дозволяє налаштувати (вибрати) один з чотирьох рівнів потужності випромінювання: 4dBm (стандартно), 0dBm, -6dBm і -23dBm. Для зменшення енерговитрат, рівень потужності переважно встановити -6dBm або -23dBm.

2.3. Вибір мікроконтролера

Технічні вимоги:

- Мініатюрний розмір;
- Стабільна робота;
- Частота роботи не нижче 10 МГц;
- Підтримка інтерфейсів SPI і UART;
- Енергоефективність;
- Низька вартість;
- Доступність.

Дуже багато мікроконтролерів підходять під такі вимоги. Потрібно враховувати той факт, що для мікроконтролера потрібно написати ПЗ. Тоді додаються такі вимоги:

- Мова програмування мікроконтролера повинен бути C-подібною;
- Поширене і безкоштовне IDE (об'єднане середовище програмування);
- Зрозумілий API (програмний інтерфейс програми);

- Поширеність, наявність документації, API та схем у вільному доступі.

Гарним вибором буде мікроконтролер від компанії Atmel Corporation. Зокрема ATmega328 [36].

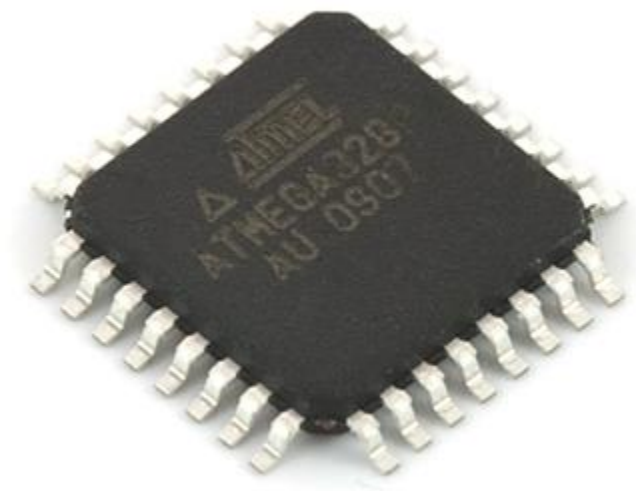


Рисунок 2.8. Зовнішній вигляд

Мікроконтролер ATmega328 є 8-ми розрядним CMOS мікроконтролером з низьким енергоспоживанням, заснованим на вдосконаленій AVR RISC архітектурі. ATmega328 / P, як і всі інші мікроконтролери сімейства AVR, має 8-бітний процесор і дозволяє виконувати більшість команд за один такт.

Технічні характеристики:

Пам'ять:

- 32 kB Flash (пам'ять програм, що має можливість самопрограмування);
- 2 kB ОЗУ;
- 1 kB EEPROM (постійна пам'ять даних).

Периферійні пристрої:

- Два 8-бітних таймера / лічильника з модулів порівняння і дільниками частоти;
- 16-бітний таймер / лічильник з модулем порівняння і дільником частоти, а також з режимом запису;
- Лічильник реального часу з окремим генератором;
- Шість каналів PWM (аналог ЦАП);

- 6-канальний ЦАП з вбудованим датчиком температури;
- Програмований послідовний порт USART;
- Послідовний інтерфейс SPI;
- інтерфейс I2C;
- Програмований сторожовий таймер з окремим внутрішнім генератором;
- Внутрішня схема порівняння напруг;
- Блок обробки переривань і пробудження при зміні напруги на висновках мікроконтролера;

Спеціальні функції:

- Скидання при включенні живлення і програмне розпізнавання зниження напруги живлення;
- Внутрішній калібруємий тактовий генератор;
- Обробка внутрішніх і зовнішніх переривань;
- 6 режимів сну (знижене енергоспоживання і зниження шумів для більш точного перетворення АЦП).

Вагомим аргументів за вибір цього мікроконтролера є те, що мікроконтролер ATmega328 є основою для багатьох макетних плат Arduino.

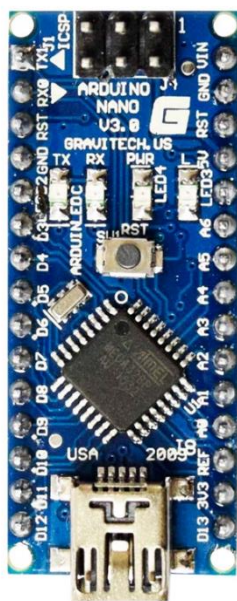
Arduino – це інструмент для проектування електронних пристроїв. Ця платформа, призначена для «physical computing» з відкритим програмним кодом, побудована на друкованій платі з сучасним середовищем для написання програмного забезпечення. [37]

Arduino застосовується для створення електронних пристроїв з можливістю прийому сигналів від різних цифрових і аналогових датчиків, які можуть бути підключені до нього, і управління різними виконавчими пристроями. Проекти пристроїв, засновані на Arduino, можуть працювати самостійно або взаємодіяти з програмним забезпеченням на комп'ютері (напр.: Flash, Processing, MaxMSP). Плати можуть бути зібрані користувачем самостійно або куплені в готовому вигляді. Середовище розробки програм з відкритим вихідним кодом доступне для безкоштовного скачування.

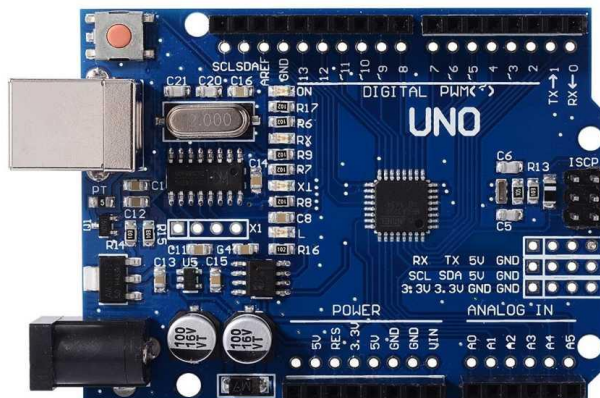
Мова програмування Arduino є реалізацією Wiring-подібної платформи для «physical computing», заснованої на мультимедійному середовищі програмування Processing.

Переваги Arduino перед аналогами:

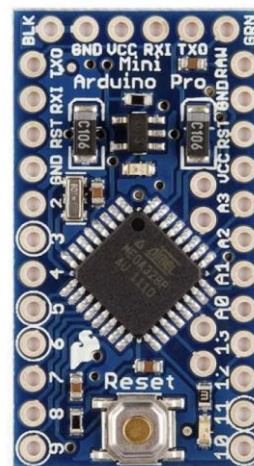
- Низька вартість – плати Arduino відносно дешеві в порівнянні з іншими платформами;
- Кросплатформеність - програмне забезпечення Arduino працює під ОС Windows, Macintosh OSX і Linux. Більшість мікроконтролерів обмежуються ОС Windows;
- Просте і зрозуміле середовище програмування - середовище Arduino підходить як для починаючих користувачів, так і для досвідчених. Arduino заснована на середовищі програмування Processing. С-подібний синтаксис мови програмування.



а)



б)



в)

Рисунок 2.9. Зовнішній вигляд плат Arduino:

а) Nano; б) Uno; в) Mini/

Більшість плат Arduino (рис. 2.9.) обладнанні стабілізатором напруги, мікросхемою-перехідником UART/USB, портом USB/miniUSB, портом для живлення FTDI. Загалом відрізняються розмірами, кількістю розпаяних виводів та

деяких можливостей самої макетної плати. Платформа програмується за допомогою ПЗ Arduino. Мікроконтролер ATmega328 поставляється з записаним завантажувачем, що полегшує запис нових програм без використання зовнішніх програматорів. Зв'язок здійснюється оригінальним протоколом STK500.

2.4. Висновки

Проаналізувавши та порівнявши датчики для вимірювання об'ємних витрат повітря було обрано датчик з LDESx серії за зручний форм-фактор, який надає більше варіантів розміщення в корпусі, інтерфейс SPI та велику точність вимірювань.

В ході огляду сучасних моделей Bluetooth, опираючись на вимоги, було обрано трансівер CC2541 з підтримкою протоколу Bluetooth v4.0 BLE. Такий стандарт підтримує основна частина сучасних обчислювальних електричних пристроїв, які обладнанні Bluetooth. Сам модуль достатньо простий в користуванні, та має всі необхідні функції для створення бездротового зв'язку. А також існують готові макетні плати на його основі, що дозволить налаштувати і відладити його роботу.

За основу було обрано мікроконтролер ATmega328. Таке рішення буде оптимальним з точки зору швидкодії, ціни, енергоспоживання, складності використання і програмування. Важливою перевагою є те, що цей мікроконтролер є основою для багатьох макетних плат Arduino, що дозволить протестувати роботу всього приладу на цій апаратній платформі. Також можна використати ADE Arduino для розробки програми для мікроконтролера.

Вибір компонентів апаратної частини повністю задовольняє технічним вимогам, які були сформовані для вирішення проблем сучасних портативних спірометрів.

3. Апаратна частина

Всі компоненти будуть розміщуватись на одній платі. В якості автономного джерела живлення можна використати один Li-Ion акумулятор типу AA, а саме – INR18650-25R від компанії Samsung, з номінальною напругою 3.7В та ємністю 2500 мА/год. Але насправді 2000 мА/год., бо якщо витратити більше, то напруга падає нижче 3В і це зменшує тривалість служби акумулятора, а якщо зовсім не контролювати витрати, то можна зіпсувати акумулятор. Також можна використати акумулятор для смартфонів BN41, але його буде неможливо вийняти з корпусу, за те він має 4000 мА/год.

Для живлення плати в 5В буде використано високоефективний підвищувальний перетворювач з вихідним напругою 5В MAX756[38]. У якого є можливість контролю за зарядом батареї. Розведення схеми згідно документації.

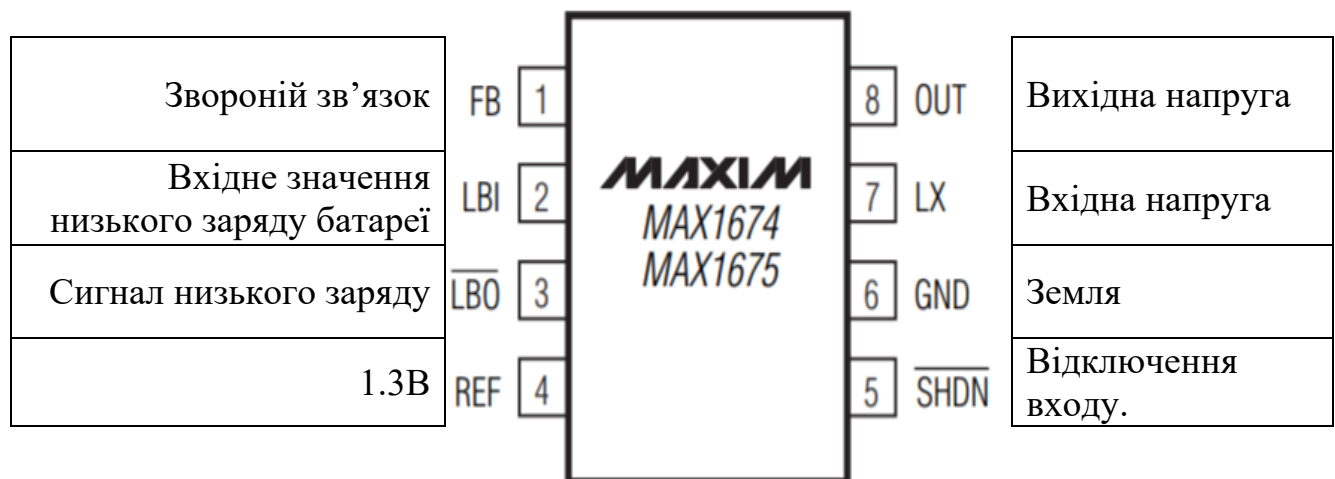


Рисунок 3.1. Конфігурація контактів MAX756

Між перетворювачем і акумулятором присутня кнопка (SW2) увімкнення живлення (увімкнення приладу). Також там підключено транзистор р-типу, який не дозволить працювати пристрою під час зарядки. Зарядка пристрою можлива через USB-порт. Бажано заряджати блоком живлення на 1А. При підключенні зарядного пристрою засвітиться світлодіод (LED2), та коли акумулятор зарядиться – він перестане світити. Якщо використовувати мобільний акумулятор, то там додатково є власна плата контролю живлення і зарядки. Але у випадку використання акумуляторної батарейки за це буде відповідати MAX756.

P0_0-2_2 – цифрові порти (P2_1DD, P2_3DC порти відладки);
 P2_3-2_4 – цифро-аналогові порти;
 RESET_N – скидання;
 RBIAS - зовнішній прецизійний змінний резистор для опорного струму
 RF_N та RF_P – для антени;
 SCL, SDA – підключення по I²C або звичайні цифрові порти;
 XOSC_Q1 та XOSC_Q2 – кварцовий генератор.

CC2541 підключається до живлення через стабілізатор, так як він працює від напруги 3.3В. А до мікроконтролера через міст-узгоджувач напруги логічної одиниці. Розведення схеми згідно документації. Був добавлений світлодіод (LED1) – індикатор робочого режиму. Світлодіод зеленого кольору. В режимі slave: перед встановленням зв'язку (LED1) буде блимати з частотою 0,5 Гц. Після встановлення зв'язку на (LED1) буде логічна «1». Після установки зв'язку на (LED) буде сигнал логічної «1».

Мікроконтролер потребує напругу живлення 5В, тому підключається через підвищувальний перетворювач MAX756. Розведення схеми згідно документації. Також від MAX756 може надійти сигнал про те, що акумулятор розряджений, тоді спрацює переривання і засвітиться червоний світлодіод (LED3). Але при використанні мобільного акумулятору це непотрібне.

Датчик потребує напругу живлення 5В, тому також підключений через перетворювач MAX756. Датчик працює в режимі Slave, а мікроконтролер працює в режимі Master. При подачі живлення пристрій буде знаходитися в режимі очікування команд від комп'ютера. Датчик підключається по шині SPI до плати Arduino відповідно (табл. 3.1.).

Таблиця 3.1. З'єднання між контактами датчика і мікроконтролера

Контакти ATmega328	Контакти LDES500B
14 – SS	9 – CS
11 – MOSI	7 – MOSI
12 – MISO	8 – MISO

13 – SCK	6 - SCLK
V _{cc}	2 - V _s
GND	3 – GND

CC2541 підключається до мікроконтролера відповідно (табл. 3.2.).

Таблиця 3.2. З'єднання між контактами Bluetooth модуля і плати.

Контакти ATmega328	Контакти CC2541
0 – RX	1 – TX
1 – TX	2 – RX
V _{cc}	V _s
GND	GND

Мікроконтролер подає логічний нуль «0» на контакт CC датчика при зчитуванні даних датчика. Обробляє отриману інформацію і передає за допомогою UART інтерфейсу через «наскрізний» Bluetooth-канал зв'язку на комп'ютер. Так само мікроконтролер постійно перевіряє буфер послідовного інтерфейсу на наявність надісланих від комп'ютера команд і виконує відповідні дії при їх отриманні.

Зв'язок комп'ютера з пристроєм повинен забезпечувати вбудований або зовнішній Bluetooth модуль. Якщо такого немає, то можна використовувати будь-який USB Bluetooth адаптер який підтримує стек RFCOMM і профіль SPP (практично будь-який USB адаптер)

Споживання мікроконтролера – 17 мА. Споживання Bluetooth модуля – 9мА. Споживання датчика – 14 мА. Ємність акумулятора – 2500 мА/год (2000 мА/год, щоб не зношувати батарею). Приблизний час роботи пристрою – 60 годин від одного заряду акумулятора. У випадку використання мобільного акумулятору ця цифра буде ще більшою.

Принципова схема розроблена в програмі EasyEDA та знаходиться в Додатку (А).

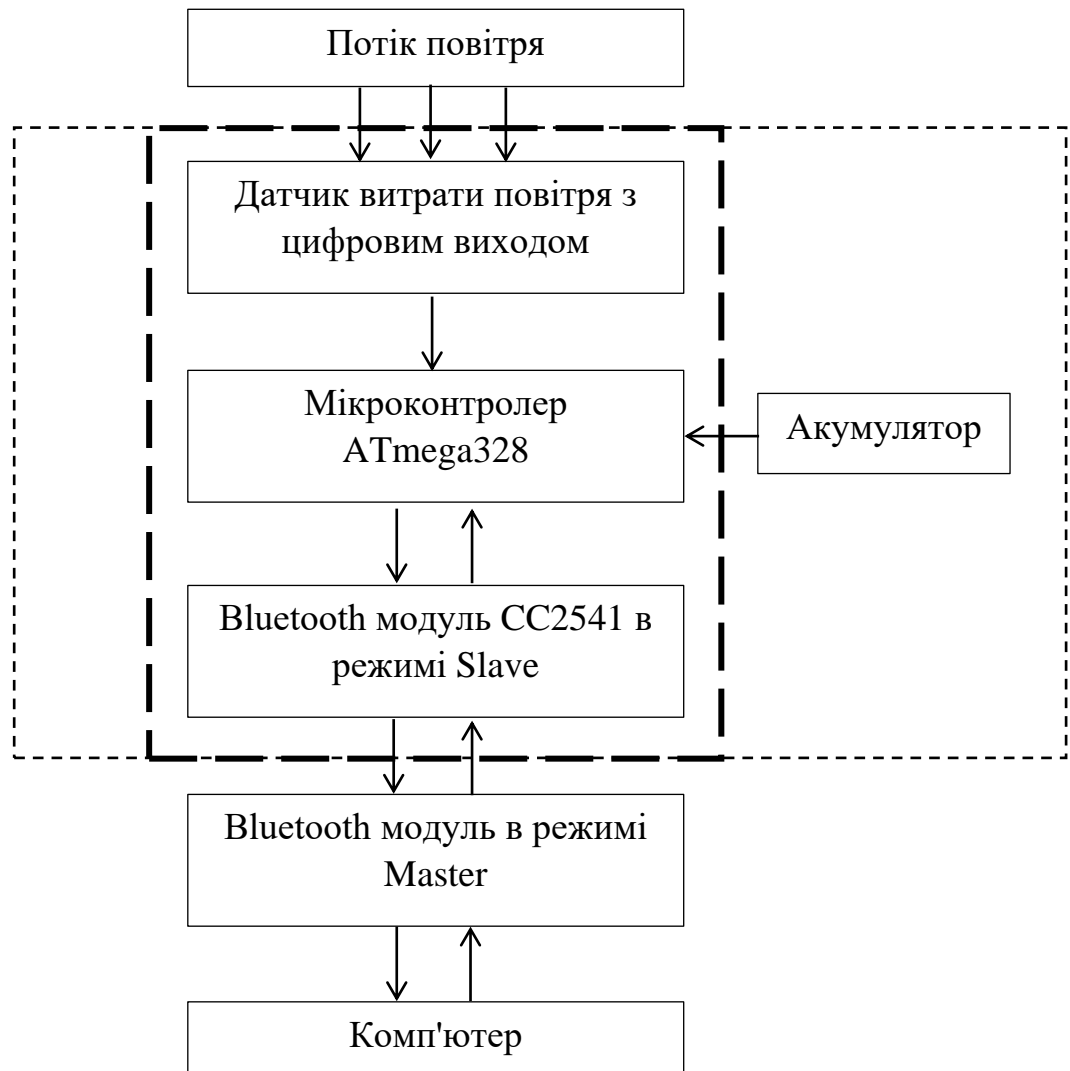


Рисунок 3.4. Функціональна схема пристрою.

4. Програмна частина

4.1. Програма для мікроконтролера

Програму розроблено в середовищі програмування Arduino IDE version 1.8.3 (рис.4.1). Мова програмування заснована на C/C++ і є дуже зручною для створення скетчів для Arduino. Сам код знаходиться в Додатку (В).

```

sketch_jun08a | Arduino 1.8.3 Hourly Build 2017/05/31 06:33
Файл Правка Скетч Инструменты Помощь

sketch_jun08a
#include <SPI.h>;

const uint8_t POOL_CPRM = 0x2D;
const uint8_t SEND_pRtoDR = 0x14;
const uint8_t READ_pPDR = 0x98;
const uint8_t POOL_CTM = 0x24;
const uint8_t SEND_tRtoDR = 0x14;
const uint8_t READ_tPDR = 0x98;

uint8_t myArray[20];

void setup()
{
    delay(200);
    Serial.begin(9600);
    const int SS = 10;
    pinMode (SS, OUTPUT);
    digitalWrite(SS, HIGH);
    SPI.begin();
    SPI.setClockDivider(SPI_CLOCK_DIV2);
    SPI.setDataMode(SPI_MODE0);
    SPI.setBitOrder(MSBFIRST);
}

void loop()
{
    if (Serial.available() != 0)

```

Компиляция завершена

Скетч использует 2302 байт (16%) памяти устройства. Всего доступно 14336 байт.
Глобальные переменные используют 223 байт (21%) динамической памяти, оставляя 801 байт для

101 Arduino Pro or Pro Mini, ATmega168 (3.3V, 8 MHz) на COM1

Рисунок 4.1. Інтерфейс програми Arduino IDE 1.8.3

Для роботи з датчиком потрібно ініціалізувати бібліотеку SPI і включити її в скетч. Датчик може працювати на зовнішній тактовій частоті від 0.2 до 5 МГц. Дільник частоти синхронізації SPI до частоти мікроконтролера був встановлений на 3, що дало тактову частоту на лінії SCLK в 6 МГц, чого більш ніж достатньо. Порядок роботи з шиною SPI датчика влаштований за принципом: старший розряд (MSB) перший. Зчитування даних відбувається в одному з чотирьох режимів, а саме в режимі SPI Mode 0. У цьому режимі:

- Фаза CPOL=0 – сигнал синхронізації починається з низького рівня;

- Полярність $CPHA=0$ – вибірка даних проводиться по передньому фронту сигналу синхронізації.

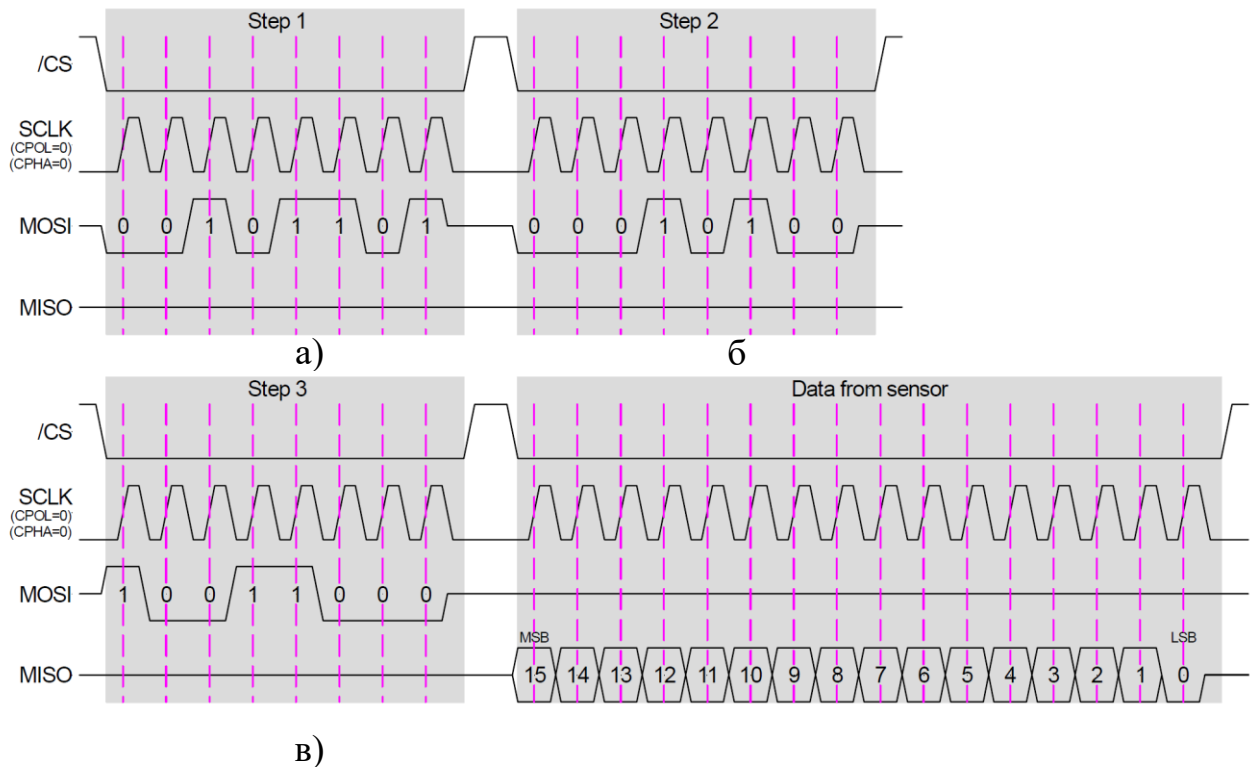


Рисунок 4.2. Графік роботи шини SPI при вимірюванні температури: а) Команда для початку вимірювання; б) Команда для запису в регістр виміряного значення; в) Команда для зчитування регістра.

Таблиця 4.1. Команди для вимірювання диференціального тиску.

№	Шістнадцяткова система числення	Двійкова система числення	Розшифровка
1	0x2D	B00101101	Опитування вимірювання поточного тиску
2	0x14	B00010100	Відправка результату в регістр даних
3	0x98	B10011000	Зчитування регістра даних

Таблиця 4.2. Команди для вимірювання актуальної температури.

№	Шістнадцяткова система числення	Двійкова система числення	Розшифровка
1	0x24	B00101101	Опитування вимірювання поточної температури
2	0x14	B00010100	Відправка результату в регістр даних
3	0x98	B10011000	Зчитування регістра даних

Після кожної команди потрібно робити затримку в 1 мікросекунду щоб датчик встиг зробити потрібну дію. Після чого зчитувати дані. Також в програмі були враховані деякі особливості Bluetooth мікро-схеми CC2541. Потрібно витримувати певний інтервал між передачею даних. Цей інтервал залежить від обраної швидкості передачі даних і кількістю інформації, яка відправляється за один пакет даних. Я вибрав найоптимальніший варіант:

- Швидкість передачі даних – 9600 біт/с. Це стандартне значення для роботи з UART інтерфейсом;
- Розмір пакета – 20 байт.

Така комбінація дає оптимальні значення затримки в пару мілісекунд. Якраз стільки часу знадобиться, щоб провести 10 вимірювань і записати їх в масив даних.

Сам масив містить 20 елементів типу uint8_t, де:

- U – unsigned – беззнакове;
- Int – integer – ціле число;
- 8 – кількість бітів;
- _t – позначення того, що це тип;
- Діапазон значень від 0 до 255.

Кожні 2 елементи в масиві утворюють разом один вимір. Як з ними працювати буде описано в наступному пункті. Передаються на комп'ютер у вигляді масиву бінарних чисел.

Показання температури записуються в змінну типу `uint16_t` і передаються відразу один раз після запиту (команди). Відправляються у вигляді бінарних чисел.

4.2. Програмне забезпечення для комп'ютера

4.2.1. Створення відеогри для проведення спірометричного аналізу

Загальні положення, що стосуються нормування процедури спірометричного тесту, незалежно від її модифікацій, визначаються в такий спосіб[39]:

- спірометрія вимагає виконання максимальних дихальних маневрів вдиху і видиху (особливо форсованих), що прирівнюється до фізичного навантаження;
- результати спірометрії залежать від співпраці пацієнта з оператором, для чого необхідний детальний інструктаж по методиці виконання дихальних маневрів (переважно – з їх демонстрацією) і достатня мотивація пацієнта;
- неможливість досягнення контакту з пацієнтом обмежує його здатність виконати дихальний маневр, що має бути прийнято до уваги при інтерпретації результатів[22].

У випадку дорослого пацієнта процедура пояснень і контролю проходить нормально, але навіть тут з'являються проблеми з порозумінням: мовний бар'єр, непорозуміння між інструктором і пацієнтом, страх та хвилювання пацієнта, дискомфорт при проведенні процедури, неможливість проведення детальної консультації і т.д.. У випадку дітей ця процедура ускладнюється, для дитини це стрес, що напряму впливає на результат дослідження. Потрібно, щоб фахівець, який обстежує дитину, мав досвід виконання функціональних досліджень у дітей, що не входить в прямі обов'язки при працевлаштуванні. У лабораторії, що

займається обстеженням маленьких дітей, повинна бути дуже доброзичлива атмосфера, що майже неможливо у сучасних державних лікарнях України. Також не рекомендується проводити дослідження дітей в лабораторіях для дорослих пацієнтів, в котрих обстановка не адаптивна до особливостей дітей[40]. Створення окремих лабораторій або, хоча би, окремих кабінетів для дітей недозволена розкіш для наших лікарень.

Спірометричні процедури може виконувати дитина віком від 5 років. А більшість дітей 9-ти літнього віку здатні виконувати маневр форсованого видиху, який задовольняє тим же критеріям, які застосовують для дорослих пацієнтів[41].

Візуальний «зворотній зв'язок» покращує результати дослідження[40]. Коли дитина бачить наглядний ефект своїх дій – їй легше адаптуватись і звикнути до обстановки, що дозволяє їй краще виконувати дихальні маневри, навіть якщо перші спроби будуть невдалими.

Рішенням цих проблем може стати створення нового методу проведення спірометричного дослідження. Цей метод буде базуватись на використанні відео-гри та бази знань принципів створення відео-ігор, які не стосуються теми дипломної роботи. Тому я не буду приводити детальну інформацію з принципів розробки відео-ігор, використаних мною технологій та психологічних аспектів взаємодії людини з іграми.

Гра - форма діяльності в умовних ситуаціях, спрямована на вирішення завдань і засвоєння досвіду. Лев Виготський, автор власної теорії ігор, підкреслює, що дитина, граючи, створює собі уявну ситуацію замість реальної і діє в ній, звільняючись від ситуаційної прихильності і виконуючи певну роль, згідно тим переносним значенням, які він при цьому додає навколишнім предметам[43]. Комп'ютерна гра (відео-гра) – це гра з використанням зображень яка базується на взаємодії людини і пристрою за допомогою візуального інтерфейсу монітору комп'ютера.

Суть в тому щоб змістити увагу дитини з навколишнього середовища і процедури проведення дослідження спірометрії, на цікаву гру. Надати дитині можливість сконцентрувати увагу не на дискомфорті ситуації, а на, звичній для

молодого покоління, відео-грі. Такий підхід не просто дозволить встановити зворотній зв'язок, а й контролювати хід проходження спірометричних процедур.

Для цього потрібно створити рольову відео-гру (за класифікацією Шмельова А.Г.)[43]. Основна їх особливість – найбільший вплив на психіку що грає, найбільша глибина "входження" в гру, а також мотивація ігрової діяльності, заснована на потребах прийняття ролі і відходу від реальності.

Основним компонентом гри є «геймплей». Геймплей відповідає за інтерактивну взаємодію гри і гравця. Геймплей описує, як гравець взаємодіє з ігровим світом (змодельоване грою середовище), як ігровий світ реагує на дії гравця і як визначається набір дій, які пропонує гравцеві гра. За допомогою цього компоненту буде реалізовано управління і контроль процедури спірометричного обстеження.

Застосування ігор в медицині – це нова практика, але є декілька досліджень, які показують що такий підхід є результативним і має великий потенціал для застосування.

Систематичний огляд 2013 року[44] показав, що застосування ігор поліпшили: 69% результатів психотерапії, 59% результатів фізичної терапії, 50% результатів фізичної активності, 46% результатів клінічних навичок, 42% результатів медичної освіти, 42% результатів відбою болю і 37% захворювання результати самоврядувань.

Навіть коли діло стосується болю – ігри також можуть покращити ситуацію. У дослідженні 2016 року [45], яке проводилось в клініці по наданню допомоги при опіках, діти, які отримували спрямовану медичну гру, відчували більш ніж у два рази менший стресовий стан під час зміни одягу, ніж ті, хто отримували стандартну практику. Але сама процедура із-за направленої гри тривала 10-15 хв., коли стандартна процедура всього 2-3 хв.

Також ігри допомагають запобігти нав'язливих спогадів після травм, отриманих в результаті аварії (дослідження 2017 року [46])

Можна зробити висновок, що ігри – це ефективний інструмент для допомоги пацієнтам при наданні медичної допомоги та проведення обстежень. У

приведених мною дослідах ігри застосовувались для відволікання уваги, та перенесення концентрації пацієнта на саму гру. Але потенціал ігор було використано лише частково. З точки зору психології, ігри – це дуже дієвий інструмент, яким дуже давно користуються психологи, на основі якого створили метод ігрової психотерапії [47]. Де правилами гри упорядковується процедура проведення психотерапії. Тому в створеній мною грі контролем та проведенням процедури спірометричного дослідження буде займатися сама гра, що має встановити тісний контакт з пацієнтом, переносючи його в світ гри.

Найбільш частим показанням до проведення спірометричного дослідження є діагностика обструкції дихальних шляхів. При обструктивних порушеннях відбувається зниження експіраторних потоків, патофізіологічною основою якого є підвищення опору дихальних шляхів. Для оцінки тяжкості обструктивних порушень в більшості випадків використовують ступінь відхилення $ОФВ_1$ від належного значення[40]. $ОФВ_1$ – максимальний обсяг повітря, який людина може видихнути за першу секунду маневру ФЖСЛ, з усіх показників є найбільш важливим. Він відносно незалежний від зусилля, прикладеного під час маневру видиху, і відображає властивості легенів і дихальних шляхів. $ОФВ_1$ - найбільш відтворений, часто використовуваний і самий інформативний показник спірометрії. Тому при розробці гри, основний акцент буде саме на ньому.

Гра була розроблена за допомогою ігрового движку Unity3D[48]. А моделі, середовище та текстури були частково зроблені в програмі Blender[49], а частково знайдені у вільному доступі для користування.

Спочатку гри пацієнту (гравцю) буде розказана зав'язка. Що нежить хоче заволодіти світом, відкрились портали в глибинах печер, та звідти йде армія тьми. Світові загрожує небезпека. Але їм на боротьбу вступились хоробрий дракон та упертий кам'яний голем. Це потрібно щоб зацікавити гравця у тому, що відбувається. Задати правила гри, які будуть приблизно такими: треба врятувати світ, для цього треба зупинити монстрів.

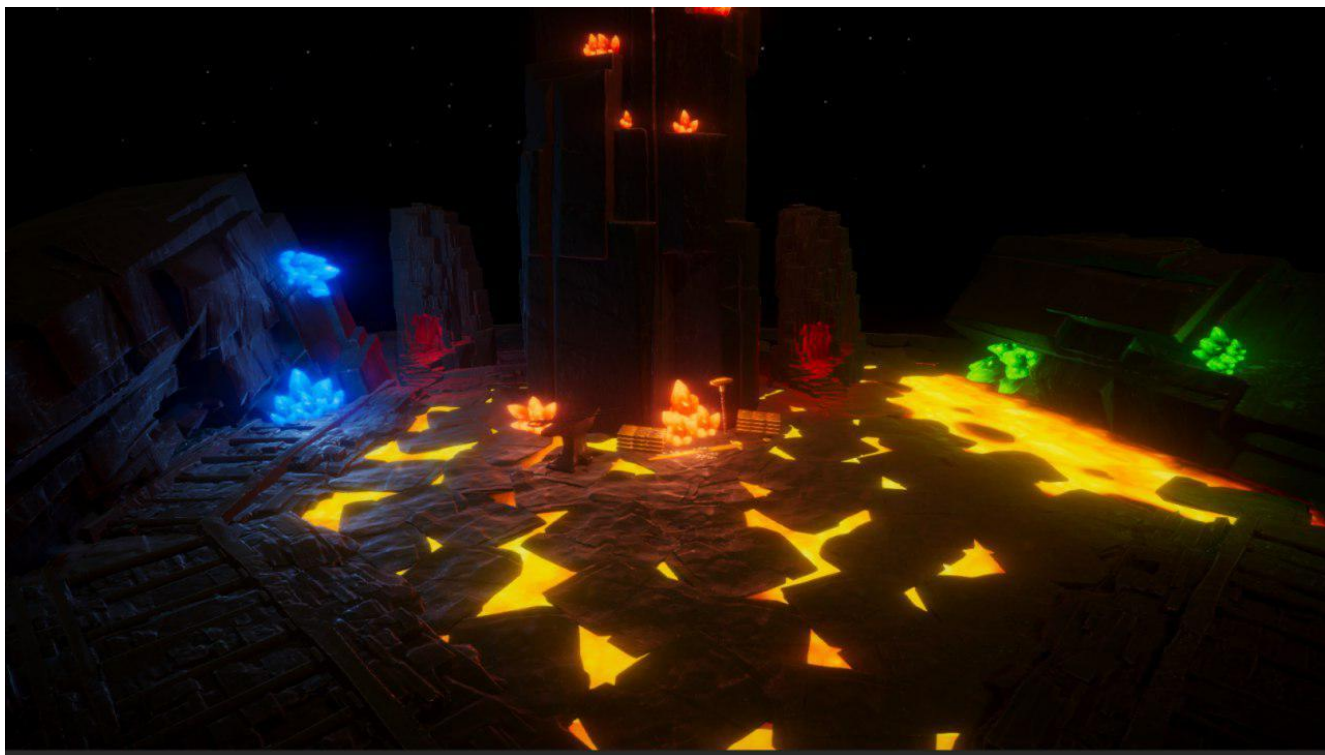


Рисунок 4.3. Сцена гри.

На рис. 4.3 зображена ігрова сцена, в якій буде проходити сесія гри. Зліва та з права є два червоні портали, звідки будуть йти мобі. Моб – будь-який не статичний об'єкт в комп'ютерній грі. Основне призначення мобу - ускладнювати процес проходження гри, створювати загрозу для цінностей гравця у грі.

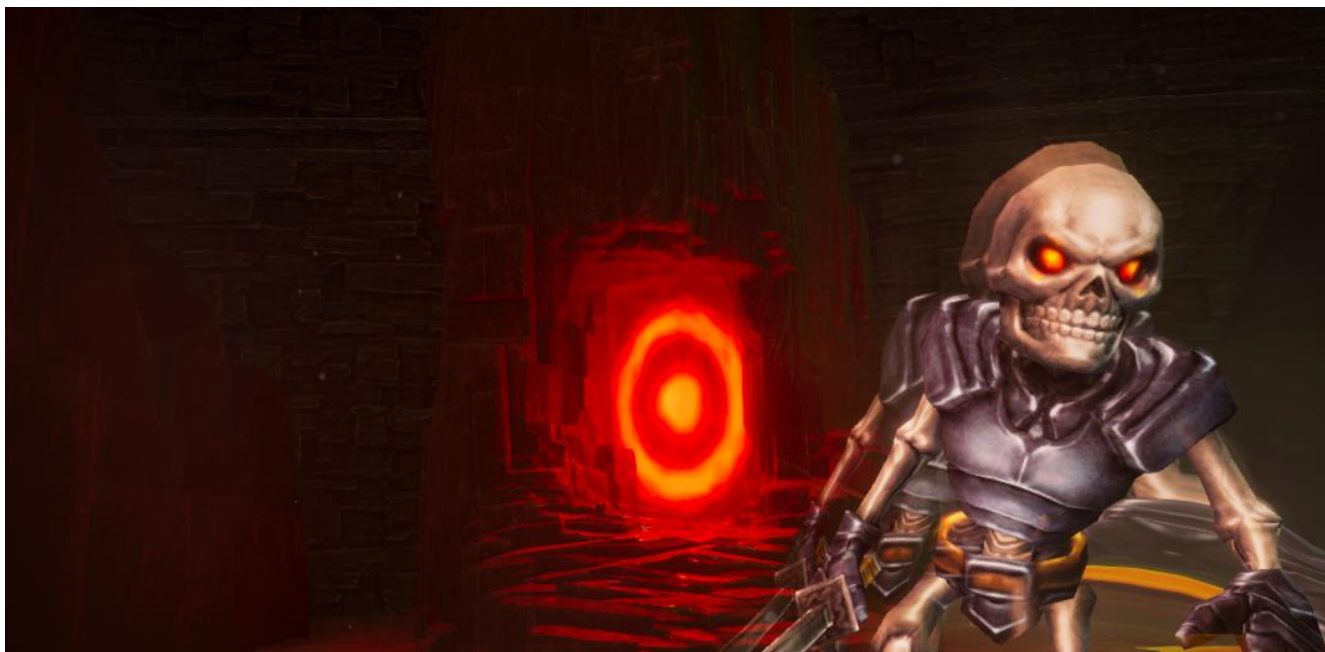


Рисунок 4.4. Портал та моб, який з нього виходить

На рис. 4.4 зображено червоний портал в «потойбічний світ» і моб, який представляє умовну загрозу для світу і гравця. В даній грі в них немає умовних одиниць здоров'я, це пов'язано з специфікою самої гри. Задача цього моба прорватись крізь, створену драконом і големом, оборону і «знищити світ».

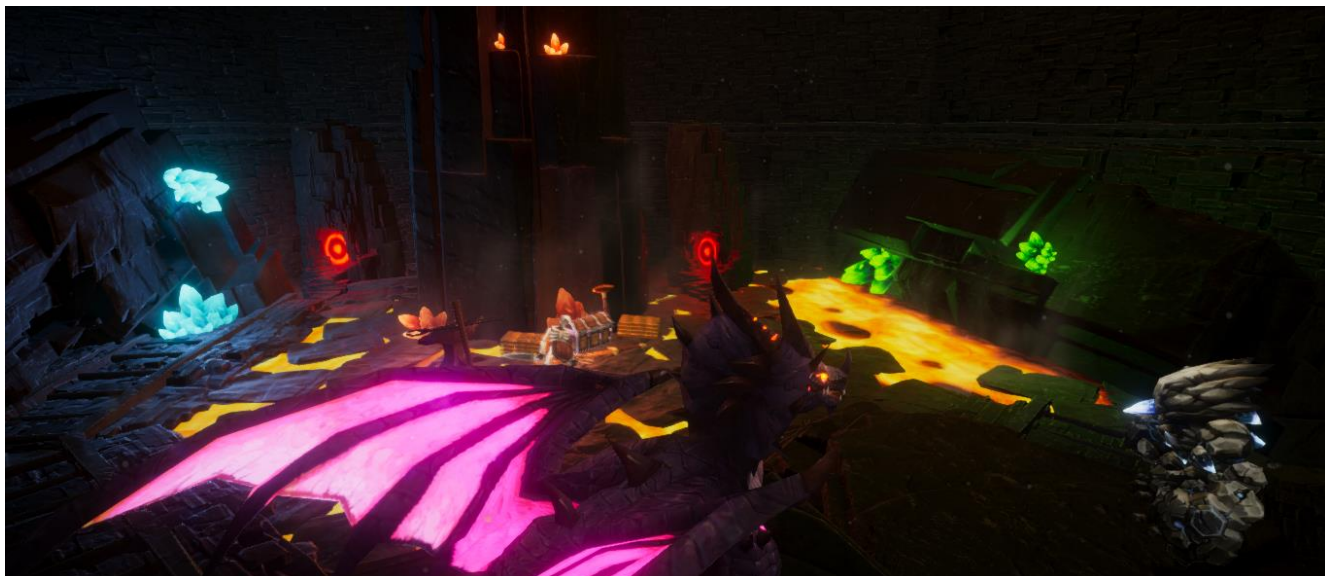


Рисунок 4.5. Вид камери при грі, зліва зображено дракона – головний герой гри, справа голема – помічника.

На рис. 4.5. зображено дракона, який «захищає світ» і є головним героєм гри, персонажем, за якого грає людина (пацієнт), та голема, який допомагає головному персонажу.

Геймплей зав'язан на використанні спірометра. Для того щоб дракон почав вивергати полум'я на ворогів, таким чином зупиняючи їх, гравцю потрібно користуватись спірометром. На рис. 4.6.а. зображена анімація, яка починається і відтворюється коли гравець вдихає повітря через трубку спірометра. Дракон поступово, в залежності від того, як пацієнт вдихає повітря, піднімається на задні лапи та «заряджає» вогняний залп. Відповідно чим швидше гравець зробить вдих, тим швидше дракон підніметься, а чим більше об'ємну зможе зафіксувати спірометр – тим більшим буде залп. Так само працює і механіка атаки дракона (рис. 4.6.б.). Чим швидше, відповідно сильніше, гравець видихає повітря, тим більше і триваліше дракон буде атакувати ворогів полум'ям.



а)



б)

Рисунок 4.6. Реакція дракона на дії гравця: а) при вдиху; б) при видиху.

Голем – це помічник гравця. Його роль може виконувати навіть лікар, сидячи поруч з пацієнтом. Голем може давати поради, підбадьорювати, покращувати атмосферу гри, що позитивно впливає на поглиблення гравцем в ігровий світ.

Основною задачею голема є зупинка всіх мобів, які вціліли і пройшли до нього. Він також захищається, але потребує допомоги гравця (рис. 4.7.)



Рисунок 4.7. Моби, що вцілили, стовпились біля голема.

Для того щоб сконцентрувати увагу гравця лише на гри за допомогою спірометра, дракон автоматично повертається туди, де більше мобів, та допомагає голему (рис. 4.8.)



Рисунок 4.8. Дракон допомагає голему.

Сам ігровий процес дуже інтуїтивний. Будь-хто зрозуміє як взаємопов'язані між собою спірометр і вогнене дихання дракона. Також чітко зрозуміло що робити і навіщо. Надалі я додам до інтерфейсу, який було відключено для перевірки теорії, інтерактивні елементи, які прискорять усвідомлення правил гри і зроблять гру ще більш зрозумілою і звичною для сучасних дітей.

Процедура спірометричного дослідження контролюється ще й тим, як поводять себе мобі (рис 4.9.). Вони йдуть невеликими групами, респаун (місце періодичної появи будь-якого об'єкта або персонажа ігрового світу, що відбувається в певній точці ігрового простору) залежить від декількох перших ітерацій гравця. Програма адаптує кількість, час респауну, швидкість пересування і час життя мобів у полум'ї, підлаштовуючись під гравця, щоб не перенавантажувати його.

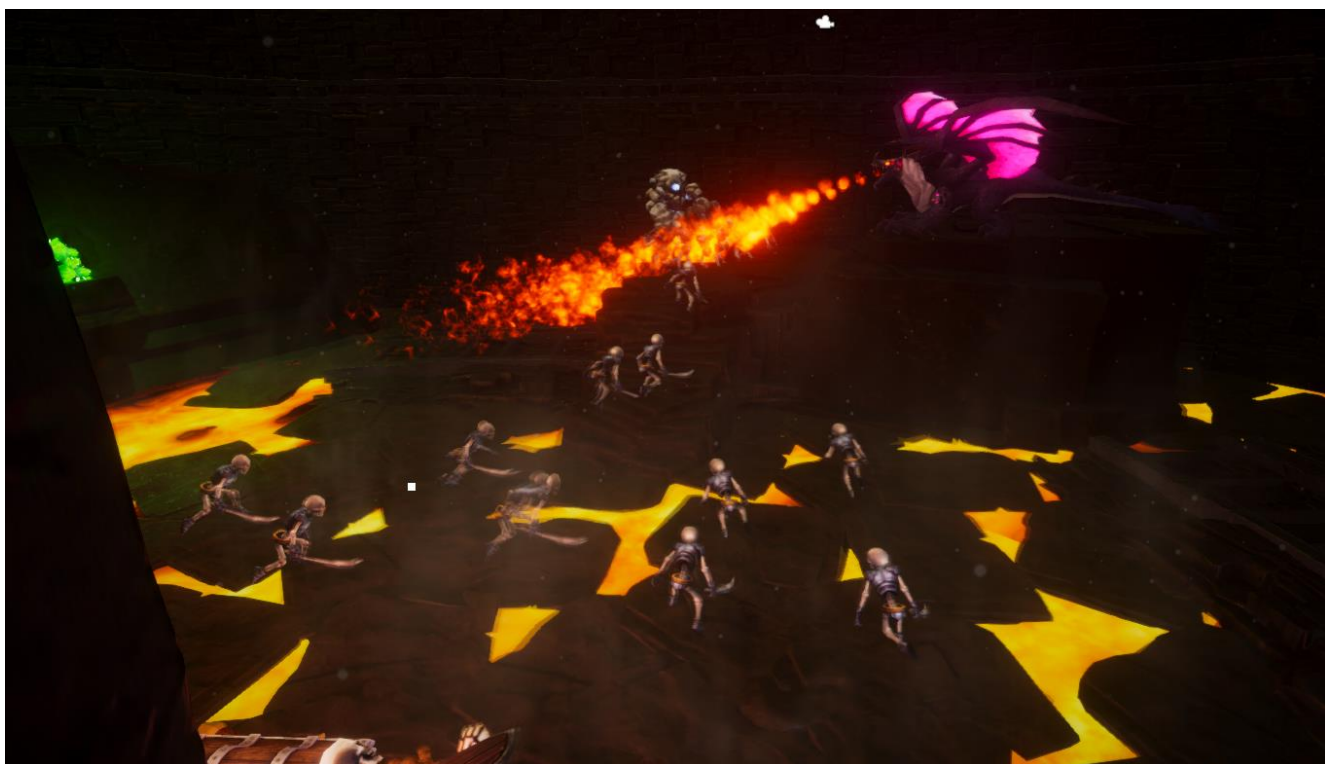


Рисунок 4.9. Поводження мобів у грі.

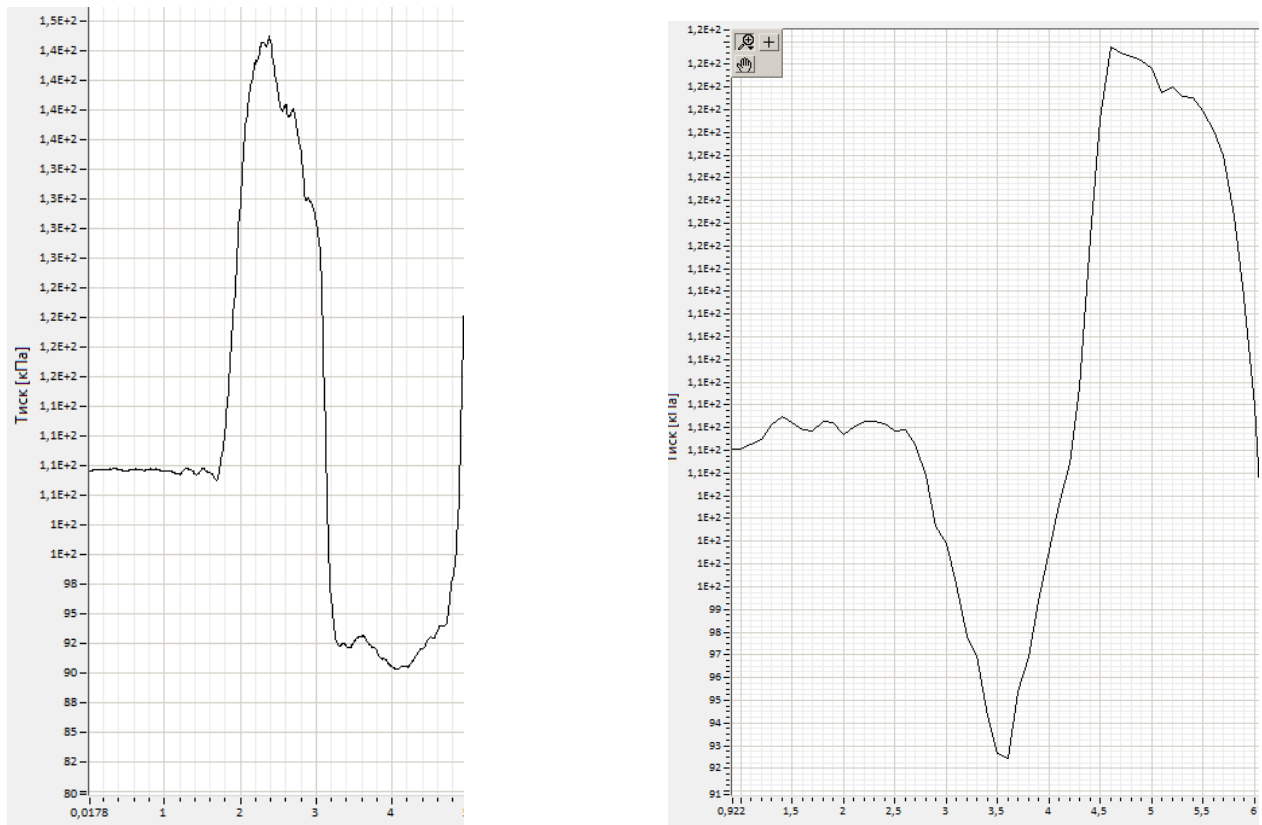


Рисунок 4.10. Графіки потік-об'єм.

На рис. 4.10. зображені графічні результати проведення спірометричного аналізу за допомогою гри. Використовувався датчик, який був в наявності у лабораторії ФЄЛ, НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського». Датчик був не відкалібрований, тому неможливо інтерпретувати ці данні в об'ємні витрати повітря. Він використовувався для тестування нового методу і ПЗ.

4.2.2. Принципи взаємодії програми з пристроєм

У цьому пункті будуть описані принципи взаємодії з пристроєм за допомогою програмного забезпечення.

Вхідні дані про CC2541:

- Пароля немає (0000 або 1234);
- Модуль знаходиться в режимі: Slave;
- Стандартне ім'я: BLE;
- 8 біт даних;
- Рівень потужності випромінювання: -4dBm;

Програма використовує Bluetooth модуль комп'ютера, вбудований або зовнішній. Працює з COM портом, бо цей порт є вбудованим каналом зв'язку з ATmega328. В меню самої програми можна обрати увімкнений пристрій для встановлення бездротового зв'язку і взаємодії з ним.

Налаштовується з'єднання таким чином:

- Швидкість передачі даних COM порта – 9600 біт/с.;
- Біти даних COM порту – 8, без біта парності;
- Взаємодія лише з тим COM портом, який призначився пристрою після підключення;

Команди для управління пристроєм відправляються у вигляді символу (char) через консоль (COM-порт). При відправці та зчитуванні використовується ASCII таблиця.

Набір команд наведений у таблиці 4.3.

Таблиця 4.3. Набір команд.

Команда (Char)	Опис
r	Початок вимірювання диференціального тиску. Триватиме, поки не буде відправлений хоч якийсь інший символ.
t	Початок вимірювання актуальної температури датчика. Вимірюється 1 раз.
Будь-який символ	Припиняє вимірювання тиску.

Після відправки команди 'r' пристрій почне безкінечно вимірювати показання тиску датчика і відправляти назад пакети по 20 байт. Інформація буде надходити у вигляді масиву бінарних даних. Масив, в який будуть записуватися дані, що прийшли, повинен бути типу `uint8_t` і, для зручності, складатися з 20 комірок. Для обробки вимірювань використовується наступний код:

```
uint16_t buffer;
//масив, в який записали 20 байт, що прийшли з пристрою
uint8_t InArray[20];
//масив результату в Па
```



```

dooble outArray[10];
// Масштабний коефіцієнт, залежить від моделі датчика. У нашому
випадку він дорівнює 1200
int scale_factor=1200;
int j=0;

for (int i=0; i<20; i+=2);
{
    buffer=InArray[i]>>8;
    buffer|=InArray[i+1];
    //Дані отримуються в Па
    dooble result = buffer/scale_factor;
    outArray[j]=buffer;
    j++;
}
memset (InArray, 0, 20);

```

Після чого можна працювати з отриманими даними в масиві OutArray, в якому міститься 10 вимірювань в Па. Для зупинки вимірювань відправляється будь-який символ.

Після відправки команди 't' пристрій один раз виміряє актуальну температуру датчика і запише в змінну розміром 16 біт = 2 байта. Після чого відправить це значення у вигляді бінарних чисел. Ця послідовність біт буде записана в змінну з типом uint16_t. Щоб отримати справжнє значення температури використовується наступна формула:

$$temperature[^\circ C] = \frac{TS - TS_0[counts]}{scale\ factor_{TS}[\frac{counts}{^\circ C}]} + T_0[^\circ C] \quad (4.1)$$

- TS – зчитана, актуальна температура сенсора;
- TS₀ – показання датчика при відомій температурі T₀;
- Scale factor_{TS} – масштабний коефіцієнт =95 counts/°C.

4.3. Висновки

Була розроблена програма для мікроконтролера, яка повністю готова до тестування при роботі з приладом. Була створена невелика відеогра для проведення обстежень за новою методикою. Яку було перевірено на працездатність і отримані результати перевірки. Для того щоб цей метод міг бути застосований в медичній практиці мені потрібно співпрацювати з фахівцями спірометрії, та створити програмні методи аналізу результатів спірометричних досліджень.

5. Розробка стартап проекту

Бездротовий вимірювач об'ємних витрат повітря з бездротовим інтерфейсом зв'язку для задач спірометрії. Програмне забезпечення у вигляді відео-гри для поліпшення і контролю проведення процедур спірометрії.

Таблиця 5.1. Опис ідеї стартапу

	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Бездротовий спірометр та ПЗ	1. Спірометрія у лікарні	Не потрібно під'єднувати
	2. Персональне застосування	Працює через Bluetooth з будь-яким смартфоном
	3. Дитячі клініки	Відеогра допоможе проводити дослідження дітей.

Таблиця 5.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№	Техніко-	(потенційні) товари/концепції конкурентів	ст	еф	рал	на	сто
---	----------	---	----	----	-----	----	-----

п/п	економічні характеристи ки ідеї	Інформаційна система WeCapture	Конкурент1	Конкурент2			
1.	Економічні	100 у.о.	120 у.о.	500 у.о.			+
2.	Призначення	Спірометричн е обстеження.	Спірометричн е обстеження.	Спірометричн е обстеження.		+	
3.	Термін служби	5 років	5 років	5 років		+	
4.	Технологічні	Пристрій і ПЗ на комп'ютер	Немає ПЗ	ПЗ лише на смартфон			+
5.	Ергономічні	+	+	+		+	
6.	Автономність	60 години	20 години	30 години			+
7.	Естетичні	Добрий дизайн	Добрий дизайн	Кращий дизайн		+	
8.	Транспортабе льності	+	+	+		+	
9.	Екологічності	Екологічно	Екологічно	Екологічно		+	
10.	Безпеки	Безпечно	Безпечно	Безпечно		+	
11.	Похибка вимірювань	1.5%	3%	2%			+
12.	Санітарні	Легка дезінфекція за допомоги змінної трубки	Змінний лише мундштук	Змінний лише мундштук			+

Конкурент 1: портативний спірометр УСПЦ – 01.

Конкурент 2: портативний спірометр MIR S.r.l. «SPIROBANK II BASIC».

5.1. Технологічний аудит ідеї проекту

Таблиця 5.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Портативний бездротовий спірометр.	Замовлення мікросхеми у easyeda, корпус на 3D-принтері, пайка і монтаж власноруч.	В наявності	Доступна
2.	Відеогра для проведення спірометричних дослідів на ПК і смартфон.	Створення за допомогою ігрового движка Unity3D.	В наявності	Доступна

5.2. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Таблиця 5.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	2
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	50 000 ум.од.
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Немає
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Стандартизовані МТВ для спірометрів
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	150%

Ринок є привабливим для потенційного входження, оскільки мій проект буде займати вільну нішу ринку ПЗ для спірометрів, на якій немає конкурентів, та буде конкурувати на ринку портативних спірометрів пропонуючи такі ж характеристики тільки за привабливою ціною.

Таблиця 5.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп	Вимоги споживачів до товару
1	Спірометр з бездротовим інтерфейсом зв'язку	Клініки, лікарні, спірометричні центри, дитячі лікарні, звичайні користувачі спірометрів.	-	<ul style="list-style-type: none"> • Стандартизовані МТВ для спірометрів; • Релевантна ціна; • Габаритні розміри і вага; • Зручність користування.
2	Програмне забезпечення у вигляді відеогри.	Дитячі лікарні, звичайні користувачі спірометрів.	-	<ul style="list-style-type: none"> • Візуально приваблива картинка; • Інтуїтивне управління; • Зручність обробки даних.

Таблиця 5.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Компанії які давно на ринку мають ряд патентів та налагодженні канали збуту товару.	Заохочення інвесторів, запровадження маркетингової програми, пошук каналів збуту і клієнтської бази.
2.	Постійні витрати	Сервісне обслуговування.	Створення привабливих робочих місць.

Таблиця 5.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
----------	--------	------------------	--------------------------

1.	Конкуренція	Створення привабливої пропозиції.	Демонстрація продукту та перспектив розвитку інвесторам, які мають акції компанії конкурента.
2.	Нова ніша ринку	Розроблення і впровадження ідеї використання комп'ютерних ігор в медичній практиці.	Зміна пріоритетів на створення нового медичного обладнання та ПЗ для нього.

Таблиця 5.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
Тип конкуренції: чиста олігополія.	На ринку присутня невелика кількість фірм, які домінують на ньому.	Зайняти нову нішу ринку: «Ігрове медичне обладнання». Зробити дуже вигідну пропозицію
Рівень конкурентної боротьби: світовий	Конкуренція на міжнародному рівні.	Необхідно застосовувати активну маркетингову кампанію.
Галузева ознака: внутрішньогалузева	Використання у одній галузі.	Створення нових рішень.
Конкуренція за видами товарів: товарно-видова	Конкуренція між товарами, одного виду.	Розвиток продукції.
За характером конкурентних переваг: цінова	Більш вигідна пропозиція.	Зменшення вартості виготовлення.
Інтенсивність: марочна	Торгової марка повинна чітко підкреслювати належність товару компанії до медичної.	Необхідність у рекламуванні.

Таблиця 5.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	«MIR S.r.l»	Немає	Продається всім бажаючим.	Потреба в продукті	Замінників немає
Висновки:	Конкурент має базу постійних клієнтів і канали збуту	Немає аналогічних старт-ап проектів	Постачальники не диктує умови роботи на ринку	Ні.	Обмежень немає

Для успішного існування на ринку потрібно зайняти нову нішу ринку: «Ігрове медичне обладнання». Для конкуренції потрібно зробити вигідну пропозицію за ту ж якість і можливості продукту, за які клієнти обирають продукцію конкурентів.

Таблиця 5.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Краща цінова пропозиція	Запропоноване рішення дозволяє дуже сильно знизити ціну товару, зберігши якість виробу і точність вимірювань
2	Пропозиція нового способу проведення обстежень в медицині	Застосування нового способу проведення обстежень дозволить поліпшити процес проведення обстеження, знизить навантаження на медичний персонал і зменшить вплив людського фактору на результат
3	Автономність	Дуже велика ємність АКБ

Таблиця 5.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг конкурентів у порівнянні з MIR S.r.l.						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Краща цінова пропозиція	18		+					
2	Пропозиція нового способу проведення обстежень в медицині.	20							
3	Автономність	18					+		

Таблиця 5.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: ціна, ПЗ, автономність	Слабкі сторони: відсутність бренда
Можливості: заохотити інвесторів та знайти канали збуту на новій ніші ринку	Загрози: непотрібність у продукту

Таблиця 5.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Зайняти вільну нішу ринку.	50%	2 роки
2	Створення ліцензій для інших компаній.	80%	1 рік
3	Співпраця з конкурентами.	40%	1 рік

4	Злиття з компанією конкурента.	30%	1 рік
---	--------------------------------	-----	-------

Обрано альтернативу №1.

5.3. Розроблення ринкової стратегії проекту

Таблиця 5.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Державні установи	Низька	Високий	Немає	Середня
2.	Приватні підприємства	Висока	Високий	Середня	Середня
Які цільові групи обрано: обрано цільову групу № 2					

Таблиця 5.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1	1	Обережний вхід до ринку	Швидкий вихід до того, як конкуренти зроблять аналогічний продукт.	Стратегія диференціації

Таблиця 5.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопроходцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
1	Так	Так	Ні	Лідера

Таблиця 5.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Спірометр з бездротовим інтерфейсом зв'язку. Програмне забезпечення у вигляді відеогри	Стратегія диференціації	Новий метод проведення обстежень в медицині. Краща цінова пропозиція. Автономність.	Медицина, піклування про здоров'я дітей, ігрові рішення для обстежень.

5.4. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Таблиця 5.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар\технологія	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Дружелюбне ПЗ для дітей та дорослих	Новий метод проведення спірометричного обстеження	Наявність методу.
2	Автономність	Велику автономність	Висока автономність

Таблиця 5.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Спірометр з бездротовим інтерфейсом зв'язку та проведення обстеження за допомоги відеогри.		
II. Товар у реальному використанні II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх
	Новий метод проведення спірометричного обстеження	М	
	Велика автономність	М	
	Приваблива цінова пропозиція	М	
	Якість: повністю МТВ спірометрів.		
	Пакування: -		
	Марка: -		
III. Товар із підкріпленням	До продажу: інструктаж		
	Після продажу: тех. підтримка		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: авторське право та патент			

Таблиця 5.20 - Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	-	120-500 у.о. в місяць	400 у.о. і вище	90-120 у.о. в місяць

Таблиця 5.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Покупка на торгівельних площадках	Реклама	Канал глибокого рівня	Через сторонніх посередників - торгівельних площадок
2	Безпосередня купівля у виробника медичними закладами	Договори з медичними компаніями і лікарнями	Канал нульового рівня	Збут товару медичним закладам

Таблиця 5.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуютьс я цілові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонуван ня	Завдання рекламного повідомлен ня	Концепція рекламного звернення
1	Використанн я у медичних закладах багато разів за день.	Лікарні, телебачення, інтернет- ресурси типу YouTube	Новий метод проведення спірометрич ного дослідження.	Розповісти про переваги цього методу, особливо при обстеженні дітей	Звернення ґрунтується на руйнуванні очікувань, що медичне обстеження – це страшно, послідовним поясненням переваг нового методу.

2	Персональне використання кожен день	Канали, які тісно пов'язані з медициною зокрема з спірометрією	Робота пристрою через Bluetooth, велика автономність, проста дезінфекція	Повідомити о ключових перевагах товару та вказати ціну	Позбавлення від проводів, попередження інфекцій легкою санітарною обробкою
---	-------------------------------------	--	--	--	--

5.5. Результати розробки стартапу

Можливість ринкової комерціалізації проекту є достатньо значною, бо розробка має значні переваги перед конкурентами у своєму ціновому діапазоні, навіть може конкурувати з рішеннями конкурентів, які в декілька разів дорожче коштують. Є хороші перспективи зайняти нову нішу ринку ігрового медичного обладнання, зокрема спірометричного, де немає конкуренції, та потіснити конкурентів, запропонувавши привабливу цінову політику. Бажано обрати альтернативу займання нової ніші ринку, бо вона є найбільш вигідною стратегією для імплементації продукту.

Висновки

В ході роботи були виявлені певні проблеми сучасних портативних спірометрів. Для їх вирішення було сформовано перелік вимог до приладу, які повинні виконуватись при його розробці.

В роботі були розглянуті основні методи вимірювання об'ємних витрат повітря. Порівнюючи їх можна стверджувати, що для вимірювання об'ємних витрат повітря кращим виявився калориметричний метод. Огляд основних датчиків, які використовуються для вимірів об'ємних витрат повітря, показав, що оптимальний варіант – це датчик диференціального тиску, в основі якого покладено калориметричний метод. Огляд бездротових інтерфейсів показав, що найкращим вибором буде використання технології Bluetooth 4.0 BLE.

Були обрані компоненти апаратної частини, які задовольняють поставленим вимогам. Розроблена принципова схема, та програма для мікроконтролера.

Була розроблена відеогра, яка стала основою нового перспективного методу проведення спірометричних процедур за допомогою відеогри.

Перелік посилань.

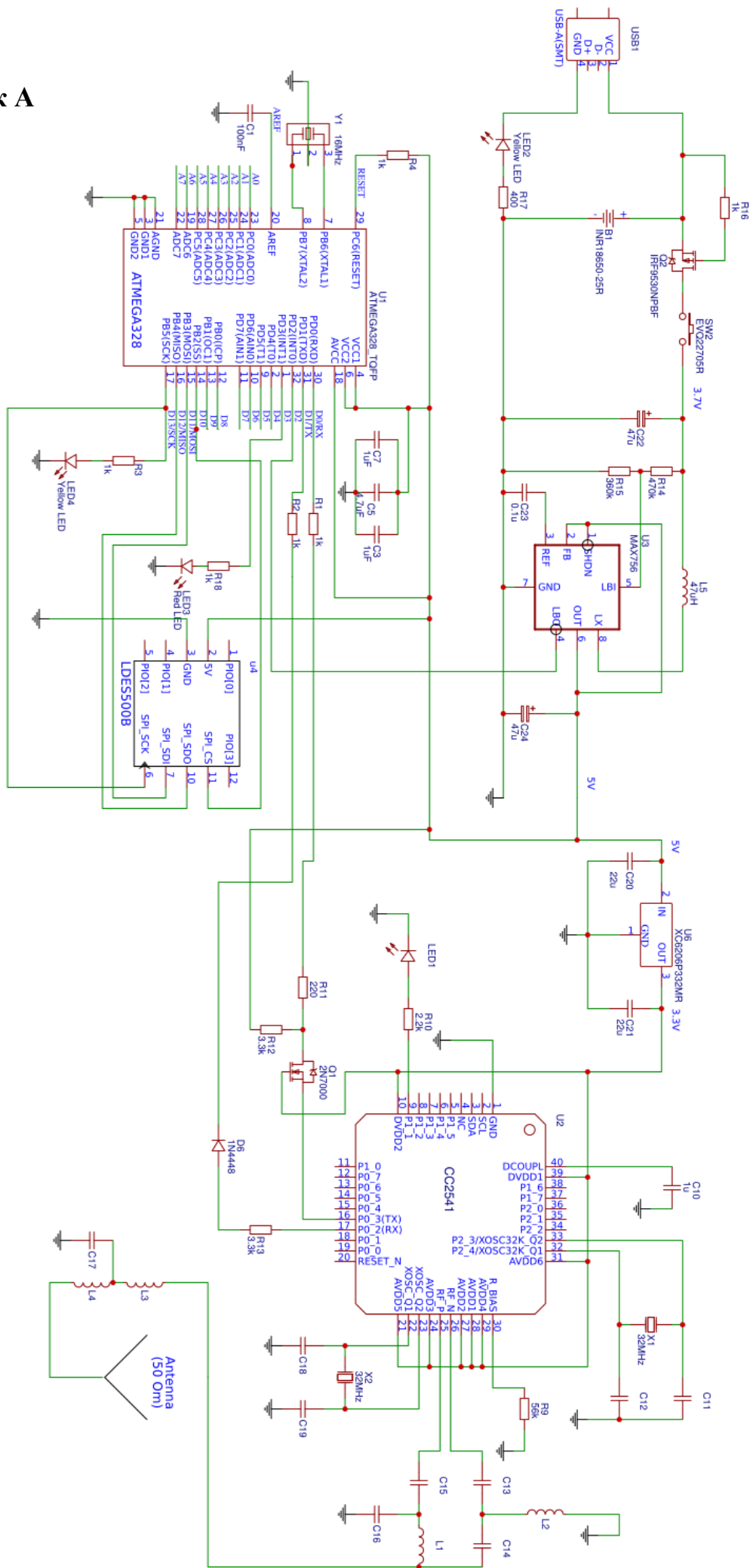
1. Гриппи М. Патолофізіологія легких: Пер. с англ. – М: БІНОМ, 1997. – 327 с.
2. В.И.Скворцова. Методические рекомендации по использованию метода спирометрии. 2016. - 36с.
3. Кремлевский П.П. Расходомеры и счетчики количества. – М.: Машиностроение, 1989. – 702 с
4. King, L.V. On the convection of heat from small cylinders in a stream of fluid: determination of the convection constants of small platinum wires, with application to hot wire anemometry, Louis Vessot King, Proc. of the Royal Society (London), Series A, 1914, Vol. 90, – P. 563 – 570.
5. Борисов О.В. Мікромеханічний терморезисторний перетворювач швидкості газу / О.В. Борисов, Б.І. Лупина, Г.Л. Сорохтіна // 3-й Міжнародний радіоелектронний форум “Прикладна радіоелектроніка. Состояние и перспективы развития”. Харьков, Украина, 22 - 24 окт. 2008 г.
6. Лопата В. А. Многоуровневая система спирометрической аппаратуры / В. А. Лопата, Ю. Ф. Сахно // Функциональная диагностика. – 2003. – №2. – С.52-55.
7. Сахно Ю. Ф. Исследование вентиляционной функции легких: учебно-методическое пособие / Сахно Ю. Ф., Дроздов Д. В., Ярцев С. С. – М.: Издательство РУДН, 2005. – 83 с.
8. Кремлевский П.П. Расходомеры и счетчики количества. – М.: Машиностроение, 1989. – 702 с
9. Жуковский В. Д. Медицинские электронные системы / В. Д. Жуковский. – М.: Медицина, 1976. – 312с.
10. Pittarelli A. Differential Pressure Sensors for Respiratory Flow Measurement / A. Pittarelli // Medical device Tehnology. – March 2009. URL: <http://www.emdt.co.uk/article/differential-pressure-sensors-respiratory-flow-measurement>

11. Медицинские приборы: Разработка и применение / [Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. Олсон и др.]; под ред. Джона Г. Вебстера. – К.: Медторг, 2004. – 620 с.
12. Бошняк Л. Л. Тахометрические расходомеры / Л. Л. Бошняк, Л. Н. Бызов. – Л.: Машиностроение, 1968. – 212 с.
13. Термоанемометрический датчик расхода среды. / Борисов В.А., Коган М.А., Попов Р.А., Павленко А.Я., Терентьев Б.А;
14. МИР электроники: «Современные датчики. Справочник» / Дж. Фрайден, 2005
15. CHIP NEWS Украина, #3 (73), апрель, 2008;
16. Болл Стюарт Р. Аналоговые интерфейсы микроконтроллеров. — М.: Додэка-XXI, 2007;
17. Федоров В. В. Модули Bluetooth в промышленных приложениях и системах сбора информации // Беспроводные технологии. 2006. № 2.
18. Рестович А., Стоян И., Чубич И. Bluetooth-технология беспроводной связи и ее применение // Ericsson Nikola Tesla d.d. REVIJA. 18/2005/1.
19. Кипенский А.В. Обеспечение качества изделий медицинской техники средствами микропроцессорного импульсного управления // Вестник Национального технического университета «ХПИ». Тематический выпуск «Автоматика и приборостроение». – Харьков: НТУ «ХПИ», 2005. № 38.
20. Марио Льюцци История физики — М.: Мир, 1970 — С. 261
21. Lopata V. Prospective of Standards for Spirometers / V. Lopata, Yu. Sinekop, M. El-Shabbakh, I. Myasnyi // In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Beijing, China, May 26-31, 2012. Report A 11231;
22. Мясный И.С., Лопата В.А, Петренко Л. В, Лыховський Ю.И Современное состояние технологии спирометрии // Актуальні проблеми клінічної та профілактичної медицини (1.2013, том 1)
23. Preliminary Datasheet SDP3x-Digital
24. Datasheet LME pressure sensor
25. Datasheet LMI pressure sensor

- 26.Datasheet LDE pressure sensor
- 27.Cho, S T and Wise, K D A high performance microflowmeter with built-in self test In Transducers'91 International Conference on Solid-State Sensors and Actuators Digest of Technical Papers, IEEE, New York, 1991, pp 400^03 10
- Yoder, J Cornolis Effect Mass Flowmeters In Mechanical Variables Measurement, J Webster, ed CRC Press, Boca Raton, FL, 2000
- 28.Honeywell Airflow, Force and Pressure Sensors Product Range Guide URL: sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-pressure-force-flow-range-guide-008081-25-en.pdf;
- 29.Honeywell TruStability® Board Mount Pressure Sensors URL: sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-trustability-hsc-series-high-accuracy-board-mount-pressure-sensors-50099148-a-en.pdf;
- 30.Смартфоны (мировой рынок)
URL:[tadviser.ru/index.php/Статья:Смартфоны_\(мировой_рынок\)](http://tadviser.ru/index.php/Статья:Смартфоны_(мировой_рынок));
- 31.Datasheet Bluegiga BLE112;
- 32.Bluetooth SIG Retrieved 2009-02-17 /
URL:www.bluetooth.com/Bluetooth/Products/More_about_emBluetoothem_low_energy_technology.htm;
- 33.Боборыкин А. В.; Липовецкий Г. П. и др. Однокристалльные микроЭВМ.
Справочник — М: Бином, 1994.— 400с.
- 34.Datasheet Texas Instruments CC2541;
- 35.Datasheet Wavesen SH-НС-08;
- 36.Datasheet Atmel Corporation ATmega328;
- 37.<https://www.arduino.cc>;
- 38.Datasheet MAX756;
- 39.Кузнецова В.К. Методика проведения и унифицированная оценка результатов функционального исследования механических свойств аппарата вентиляции на основе спирометрии / [Кузнецова В.К., Аганезова Е.С., Яковлева Н.Г., Каменева М.Ю., Кирюхина Л.Д., Котегов Ю.М.] // Пособие для врачей. – СПб., 1996-2001. – 33 с.

40. Miller M.R., Hankinson J., Brusasco V. et al. Standardisation of spirometry. Eur. Respir. J. 2005; 26: 319-338;
41. Beydon N., Davis S.D., Lombardi E. et al. An Official American Thoracic Society/European Respiratory Society statement: pulmonary function testing in preschool children. Am. J. Respir. Crit. Care Med. 2007; 175 (12): 1304-1345.
42. Л.С.Выготский. Игра и её роль в психическом развитии ребенка (рус.). - Стенограмма лекции, прочитанной в 1933 г. в ЛГПИ им. А.И. Герцена .. Проверено 12 мая 2013;
43. Шмелев А.Г. Мир поправимых ошибок. Вычислительная техника и ее применение. Компьютерные игры. –1988, №3 27
44. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.amepre.2012.02.023>
45. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pedhc.2014.12.006>
46. Molecular Psychiatry volume 23, pages 674–682 (2018) (<https://www.nature.com/articles/mp201723>)
47. Владимир Леви Искусство быть другим // практическая психология // М., «Знание», 1980 г., 208 стр.
48. <https://unity3d.com/ru>
49. <https://www.blender.org>.

Додаток А



Додаток В

Код програми для мікроконтролера:

```
// Ініціалізуємо бібліотеку SPI
#include <SPI.h>;

// Константи для команд, що відправляються датчику LDE
const uint8_t POOL_CPRM = 0x2D;
const uint8_t SEND_pRtoDR = 0x14;
const uint8_t READ_pPDR = 0x98;
const uint8_t POOL_CTM = 0x24;
const uint8_t SEND_tRtoDR = 0x14;
const uint8_t READ_tPDR = 0x98;

// Масив 8 бітових значень
uint8_t myArray[20];

// Частина програми виконується 1 раз
void setup()
{
    // Затримка на 200 мілісекунди для включення Bluetooth модуля
    delay(200);
    // Ініціалізація послідовного з'єднання (COM-порт). Встановлення швидкості в 9600
    біт/с
    Serial.begin(9600);
    // Ініціалізація контакту SPI для вибору Slave-пристрою. Решту 3 ініціалізує сама
    бібліотека.
    const int SS = 10;
    // Встановлює SS як вихід, щоб мікроконтролер виступав в ролі Master
    pinMode (SS, OUTPUT);
    // Встановлення на SS напруги 3.3 В, щоб не підключати датчик без потреби
    digitalWrite(SS, HIGH);
    // Ініціалізація шини SPI
    SPI.begin();
    // Встановлюється дільник частоти синхронізації SPI до частоті контролера
    SPI.setClockDivider(SPI_CLOCK_DIV2);
    // Функція встановлює режим роботи шини SPI, задаючи рівень сигналу синхронізації
    і фазу синхронізації
    SPI.setDataMode(SPI_MODE0);
    // Функція встановлює порядок роботи з шиною SPI, MSB FIRST (старший розряд
    перший)
    SPI.setBitOrder(MSBFIRST);
}

// Частина програми, яка виконується безкінечно
void loop()
{
    // Перевірка на наявність байтів в буфері UART порту
    if (Serial.available() != 0)
    {
        // Зчитування першого байта, що прийшов в буфер UART порту
        char c = Serial.read();
        // Порівняння зчитаного біта з можливими командами
        switch (c)
        {
            // Порівняння з символом "p"
            case 'p':
                // Виклик функції вимірювання диференціального тиску
```

```

        preassure();
// Очищення буфера
        Serial.flush();
// Вихід із switch
        break;
// Порівняння з символом "t"
        case 't':
// Виклик функції вимірювання температури
        temperature();
        Serial.flush();
        break;
// Якщо немає збігу виконується наступне
        default:
// Відправляється повідомлення про помилку
        Serial.println("Invalid value");
// Затримка в 20 мілісекунд
        delay(20);
        Serial.flush();
        break;
    }
}

// Функція вимірювання диференціального тиску
void preassure()
{
//Оголошення двох 8-бітних змінних
    uint8_t pressureOne, pressureTwo;
//Початок циклу
    for (int i = 0; i<20; i++)
    {
// Перевірка на наявність інформації від комп'ютера в буфер UART порту
        if (Serial.available() != 0)
        {
// Відправка даних масиву вимірювань без повного заповнення
            Serial.write(myArray, 20);
// Скидання масиву вимірювань
            memset (myArray, 0, 20);
//Очищення буфера
            Serial.flush();
            break;
        }
// Виклик функції відправки команд датчику LDE
        writeByte(P00L_CPRM);
        writeByte(SEND_pRtoDR);
// Запис першої половини 16 бітів вимірювань в змінну
        pressureTwo = readByte(READ_pPDR);
// Запис другої половини 16 бітів вимірювань в змінну
        pressureOne |= readByte(READ_pPDR);
// Запис першої половини 16 бітів вимірювань в осередок масиву вимірювань
        myArray[i] = pressureOne;
// Запис другої половини 16 бітів вимірювань в наступну комірку масиву вимірювань
        myArray[i+1] = pressureTwo;
// Пропуск кроку циклу тому що була заповнена наступна його комірка
        i++;
// Перевірка на заповнення масиву вимірювань даними
        if (i == 19)
        {
// Відправка масиву даних

```

```

        Serial.write(myArray,20);
// Скидання масиву вимірювань
        memset (myArray, 0, 20);
// Скидання прогресу кроків циклу
        i=0;
    }
}

// Функція вимірювання актуальнієї температури датчика
void temperature()
{
// Оголошення 16 бітної змінної
    uint16_t temperature;
    writeByte(POOL_CTM);
    writeByte(SEND_tRtoDR);
// Запис другої половини 16 бітів вимірювань в змінну і зсув в право на 8 біт
    temperature = readByte(READ_tPDR)>>8;
// Запис першої половини 16 бітів вимірювань в змінну
    temperature |= readByte(READ_tPDR);
// Відправлення значень температури
    Serial.write(temperature);
}

// Функція відправки команд датчику LDE
void writeByte(uint8_t toSend)
{
// Підключення Slave-пристрою
    digitalWrite(SS, LOW);
// Передача одного байта даних
    SPI.transfer(toSend);
// Затримка в одну мікросекунду
    delayMicroseconds(1);
// Відключення Slave-пристрою
    digitalWrite(SS, HIGH);
}

// Функція зчитування вимірянних значень
uint8_t readByte(uint8_t toSend)
{
// Оголошення 8-бітної змінної
    uint8_t data;
// Підключення Slave-пристрою
    digitalWrite(SS, LOW);
// Отримання байта даних при відправленні байта даних
    data = SPI.transfer(toSend);
// Затримка в 1 мікросекунду
    delayMicroseconds(1);
// Відключення Slave-пристрою
    digitalWrite(SS, HIGH);
// Повернення прочитаної інформації
    return data;
}

```